Aus der Orthopädischen Klinik
der Universität Düsseldorf
Direktor: Professor Dr. med. K.-P. SCHULITZ

DAS DYNAMISCHE VERHALTEN DES VORDEREN KREUZBANDES

Eine experimentelle Studie mit Hilfe von DMS

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Gerhard Schöppe
und
Kurt Schöppe

- 1984 -

LINCOLN
BIBL

Aus der Orthopädischen Klinik
der Universität Düsseldorf
Direktor: Professor Dr. med. K.-P. SCHULITZ

DAS DYNAMISCHE VERHALTEN DES VORDEREN KREUZBANDES

Eine experimentelle Studie mit Hilfe von DMS

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Gerhard Schöppe
und
Kurt Schöppe

- 1984 -

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizin. Fakultät
der Universität Düsseldorf
gez.: PROF. DR. BRÜSTER

Referent
gez.: PROF. DR. SCHULITZ
Korreferent
gez.: PROF. DR. ULRICH

WIDMUNG

Den lieben Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

Teil I Allgemeiner Teil — Seite

1. Einleitung 1
2. Anatomie des vorderen Kreuzbandes 3
3. Biomechanik des vorderen Kreuzbandes 14
4. Ätiologie und Pathogenese der Kreuzbandverletzungen 21
5. Klinische Befunde bei Läsionen des v. Kreuzbandes 24
6. Bisherige Untersuchungen von Bandinstabilitäten 27

Teil II Allgemeine Vorbereitungen zu den Untersuchungen

1. Problemstellung 29
2. Versuchsaufbau und Untersuchungsmethode 30
3. Präparation der Kniegelenke 32

Teil III Entwicklung der Meßeinrichtung

1. Der Meßaufbau 41
2. Das Messen mit Dehnungsmeßstreifen 42
3. Die Meßkette 44
4. Der xy-Schreiber 47
5. Der Winkelaufnehmer 48
6. Der Zugspannungsaufnehmer 50

Teil IV Versuchsdurchführung Seite

1. Aufnahme der Meßkurven 56
2. Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse 59
3. Abbildungen der Kurvenverläufe 60

Teil V Meßergebnisse und Diskussion

1. Anteromedialer Anteil des vorderen Kreuzbandes 81
2. Posterolateraler Anteil des vorderen Kreuzbandes 83
3. Diskussion der Versuchsergebnisse 85

Teil VI Literaturverzeichnis 93

Teil I Allgemeiner Teil

1. Einleitung

Bandläsionen haben in den letzten Jahren an Zahl und Schwere zugenommen. Davon betroffen sind natürlich in erster Linie junge sportliche Leute, die als funktionelles Resultat einer orthopädischen Behandlung nicht nur Beschwerdefreiheit, sondern auch Sporttauglichkeit verlangen.

In den letzten Jahren gab es zahlreiche Verbesserungen in der Versorgung frischer Bandverletzungen. Die Gründe für diese respektablen Resultatverbesserungen liegen in der Verbesserung der OP - Techniken einerseits, in der Erneuerung und Erweiterungen der kinematischen Betrachtungen, sowie im vertieften Studium der topographisch-anatomischen Gegebenheiten andererseits.

Die häufigsten Verletzungen des Kniegelenkes bei der Arbeit, im Verkehr und beim Sport schaffen mit ihren Folgen jedoch noch eine Fülle ungelöster Probleme. Mehrfach operierte Kniegelenke mit unbefriedigendem Resultat sind keine Seltenheit.

Ziel der Behandlung von Verletzungen ist die Wiederherstellung in subjektiver und objektiver Hinsicht. Gewisse Instabilitäten nach Kniebandverletzungen mögen subjektiv weniger stören und muskulär bis zur Sportfähigkeit kompensiert werden, objektiv jedoch sind sie als ein Faktor anzusehen, der eine vorzeitige Abnutzung des Gelenkes bedingt (GLINZ 1969, LANGE 1967, MÜLLER 1977).

Die Frühoperation von frischen Bandverletzungen bietet die wesentlichen Vorteile, die anatomischen Verhältnisse mit geringfügiger Narbenbildung wiederherzustellen, wohingegen bei konservativer Behandlung die verbleibenden Instabilitäten oft sehr ausgeprägt sind (JONASCH 1957).

Die exakte Diagnose ist Voraussetzung einer adäquaten Frühtherapie (HERTEL 1980).

Sowohl bei der Diagnose, als auch bei der Durchführung einer Operation ist es unumgänglich, den anatomisch-physiologischen Verhältnissen der Kniegelenkbänder Rechnung zu tragen.

Schon aus Schwellungen, der Lokalisation der Schmerzen, den Geräuschen bei der Verletzung und Art der Unsicherheit, können Rückschlüsse auf die Verletzung gezogen werden. Eine akute Schwellung bedeutet immer eine schwerwiegende Verletzung, und der häufigste Grund für einen Bluterguß liegt in der Zerreißung des vorderen Kreuzbandes (SCHULITZ et al 1980).

Nach einer Untersuchung des 'West Virginia University Medical Centers' wurden im Zeitraum von 1950 bis 1966 129 Verletzungen von Bändern des Knies operativ versorgt. Das vordere Kreuzband war 105 mal betroffen, das mediale Seitenband 62 mal, das hintere Kreuzband 10 mal.

Dieses entspricht einer Verletzungshäufigkeit des vorderen Kreuzbandes von 81,3 % (PICKETT u. ALTIZER 1971)

Nicht zuletzt deswegen sollte dem vorderen Kreuzband ein besonderes Interesse gelten.

2. Anatomie des vorderen Kreuzbandes

Das vordere Kreuzband ist durchschnittlich 38 mm lang und 11 mm breit (GIRGIS et al 1975), hat einen dorsokonvexen Ansatz an der dorsocranialen Fossa intercondylica und einen flächenhaften Ansatz vor und zwischen den Intercondylenhöckern des Tibiaplateaus (HERTEL 1980). In seiner cranialen Hälfte ist es häufig von Synovia überzogen. Die Gefäßversorgung kommt von dorsocranial aus der Arteria genus media (KENNEDY, WEINBERG 1974).
Es besteht aus zwei funktionell unterschiedlichen Teilen, dem anteromedialen und dem größeren posterolateralen Anteil (FURMAN et al 1976, GIRGIS et al 1975, LANZ und von WACHSMUTH 1972, PALMER 1938).
NORWOOD und CROSS (1977) unterscheiden drei Anteile, nämlich den anteromedialen, intermediären und posterolateralen. Sie geben bei gestrecktem Knie durchschnittliche Längen von 3,7 cm (am), 3,4 cm (im) und 2,1 cm (pl) an.
Der gesamte tibiale Kreuzbandansatz bildet eine Triangel mit der Spitze nach dorsal. Der anteromediale Anteil inseriert medial der Ementia intercondylica und bildet somit die mediale Ecke der Triangel. Der intermediale Anteil inseriert medial der Ementia intercondylica und bildet die laterale Ecke, der posterolaterale Anteil mit seinem laterodorsalen Ansatz stellt die Spitze der Triangel dar (Siehe Abb. 1).
Der proximale Ansatz des vorderen Kreuzbandes läßt sich ebenso in drei Anteile zerlegen.

Der anteromediale Anteil inseriert dorsoproximal an der lateralen vertikalen Fläche der dorsocranialen Fossa intercondylica, der posterolaterale Anteil ventral distal und der intermediale etwas dorsal versetzt zwischen dem anteromedialen und posterolateralen, so daß eine dorsokonvexe Ansatzfläche entsteht (siehe Abb. 1 - 3).
In Streckung verlaufen die Fasern des vorderen Kreuzbandes parallel, in Beugung verwunden. (GIRGIS et al 1975)

Abb. 1

zeigt die tibialen Ansatzpunkte des Kreuzbandes (Triangelform), anteromedialer (am) posterolateraler (pl) und interomedialer (im) Anteil (nach NORWOOD)

Abb. 2
Ansatzpunkte des vorderen Kreuzbandes am Femur. Dorsokonvexe Ansatzfläche in der Fossa intercondylica an der laterovertikalen Fläche, anteromedialer (am), intermedialer (im) und posterolateraler (pl) Anteil

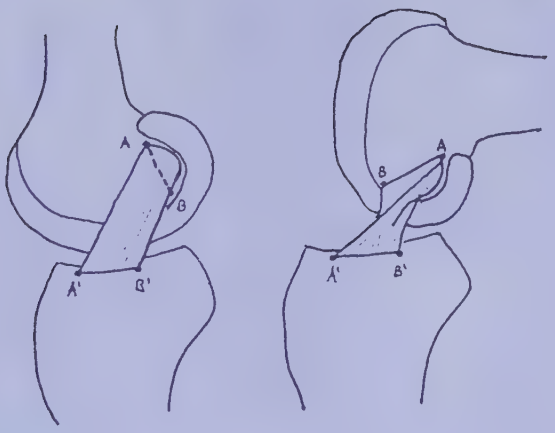


Abb. 3
Schematische Zeichnung des vorderen Kreuzbandes

In der Flexionsstellung spannt sich der kleinere anteromediale Anteil (A - A') und der größere posterolaterale wird torquiert und locker (B - B').

Abb. 4a

Diese Abb. zeigt ein präpariertes linkes Knie.

Das vordere Kreuzband wird in Streckstellung nur andeutungsweise sichtbar (Pfeil).

Abb. 4b

Dasselbe Knie in 60° Beugestellung (0-Rotation).

Bereits bei dieser Stellung wird der Verlauf von lateroproximal nach mediodistal deutlich (Pfeil).

Abb. 4c

linkes Kniegelenk in
90° Beugestellung und
0-Rotation

Der breitflächige tibiale
Ansatz des Kreuzbandes
wird deutlich (Pfeil).

Abb. 4d

Kniegelenk in
120° Beugestellung und
0-Rotation

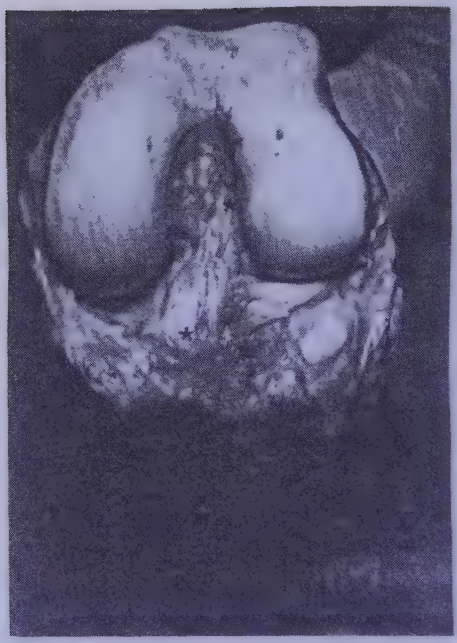


Abb. 5a

Diese Abb. zeigt beim stark gebeugten Knie den Verlauf des vorderen Kreuzbandes.

Abb. 5b

Am sagittal intercondylär aufgesägten Femur wird hier der dorsokonvexe Ansatz des vorderen Kreuzbandes deutlich
A = anteromedial
I = intermedial
P = posterolateral
V = ventral
F = Femur
C = Condyle (medialer Teil der lateralen Condyle)
T = Tibiaplateau

Abb. 6a zeigt die drei Anteile des vorderen Kreuzbandes (A,J,P), die hier gut in der anatomischen Lage zum hinteren Kreuzband zu sehen sind. Auch hier wird gut sichtbar, wie weit dorsal der femurale Ansatz liegt.

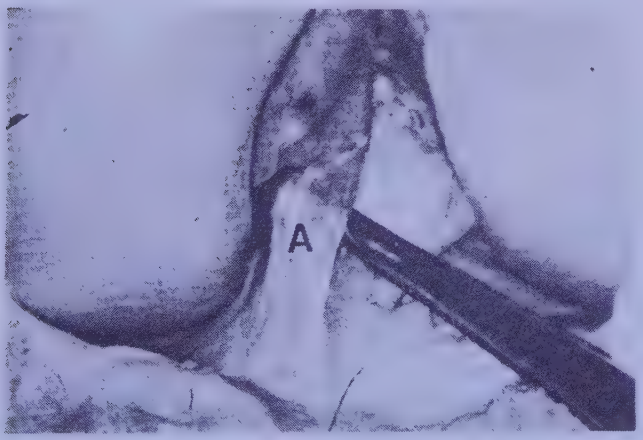


Abb. 6b zeigt den isolierten anteromedialen Anteil des vorderen Kreuzbandes.

Abb. 7a Hier wurde zum besseren Studium der anatomischen Verhältnisse das Femur sagittal medial (intercondylär) durchtrennt (hier: gemeißelt). Knie in 90° Beugung und 0 Rotation

Abb. 7b

Kniegelenk in Außenrotation und Streckstellung

Hier werden der dorsokonvexe Ansatz am Femur sowie der breitflächige Ansatz an der Tibia deutlich.

Abb. 8 a - d

Diese Abb. zeigen das Kniegelenk nach Durchtrennung des Femur in sagittaler Richtung in verschiedenen Beugestellungen.

Abb. 8a
Vorderes Kreuzband in Streckstellung

Abb. 8b
Vorderes Kreuzband in 60°-Beugestellung

Abb. 8c
Vorderes Kreuzband in ca. 90°-Beugestellung

Abb. 8d
Vorderes Kreuzband in 135°-Beugestellung

Abb. 9a
Diese Abb. zeigt ein linkes Kniegelenk mit durchtrenntem Femur.
Ganz deutlich erkennt man bei geringer Außenrotation eine beginnende Torquierung der Kreuzbandanteile (Pfeil).

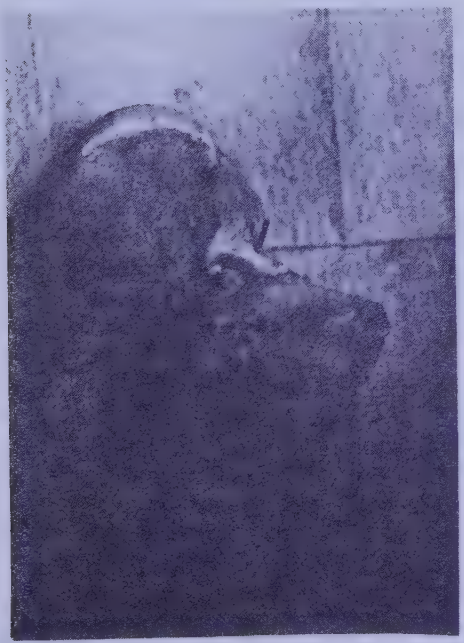


Abb. 9b
Bei geringer Außenrotation und 135° Beugestellung wird die zunehmende Torquierung der Kreuzbandanteile deutlich (Pfeil).

3. Biomechanik des vorderen Kreuzbandes

Der anteromediale Anteil ist mit seinem kleineren Querschnitt in Streckung sowie in 90° Beugung gespannt (ABBOTT 1944, GIRGIS et al 1975) und verhindert somit die vordere Schublade. Es kann daher keine deutliche Schublade in Neutralstellung und in Innenrotation zustande kommen, ganz gleich, welche anderen Verletzungen vorliegen, wenn nicht der anteromediale Anteil des vorderen Kreuzbandes gerissen ist (SCHULITZ 1980).

Der posterolaterale Anteil ist in Streckung gespannt und in Bewegung gelockert (FURMAN et al 1976).

Abweichend äußern FICK (1911) und v. Lanz und WACHSMUTH (1972), daß der anteromediale Anteil des vorderen Kreuzbandes in Streckung gespannt und in 90° Beugung gelockert, während der posterolaterale Anteil in Streckung gelockert und in 90° Beugung gespannt sei.

Für DETENBECK (1974), EDWARDS et al (1970) sowie für HUGHSTON et al (1976) ist das vordere Kreuzband in mittlerer Stellung vollständig gelockert.

Im Gegensatz dazu meinen BRANTIGAN und VOSSHELL (1941), daß es zusammen mit dem Innenband und dem hinteren Kreuzband über den gesamten Bewegungsbereich gespannt ist und leichte Spannungsmaxima bei Überstreckung und in 90° Beugung aufweist.

Ähnliche Beobachtungen haben NOYES (1974), O´CONNOR (1974) und PALMER (1957) gemacht.

HERTEL (1980) schreibt in seiner experimentellen Studie, daß der anteromediale und der posteromediale Anteil des vorderen Kreuzbandes bei Überstreckung bis 10° Beugung und bei maximaler Beugung gespannt sind. Der anteromediale Anteil wird durch Innenrotation und vordere Schubladenbelastung über den ganzen Bewegungsablauf des Kniegelenkes gespannt.

In Außenrotation und Neutralstellung ist der anteromediale Anteil zwischen 20° und 150° locker mit relativer Spannungszunahme bei 90°, wobei der posterolaterale Anteil des vorderen Kreuzbandes von 10° - 150° Beugung stärker gelockert ist als der anteromediale und bei mittlerer Beugung keine Anspannung zeigt.

MÜLLER (1982) beschreibt die Kreuzbänder als kinematisches Grundprinzip, das zuerst nach allgemeiner Überlieferung von den Gebrüdern WEBER (1836) beschrieben wurde.

Auch zahlreiche andere Autoren befaßten sich mit der Kinematik des Roll-Gleit-Prinzips (GROH 1955, FRANKEL 1971, MENSCHIK 1974 und 1975, O´CONNOR 1974). Man ist sich darüber einig, daß das Hauptprinzip der Bewegung zwischen Femur und Tibia eine Roll-Gleit-Bewegung ist (siehe Abb. 10 a - d).

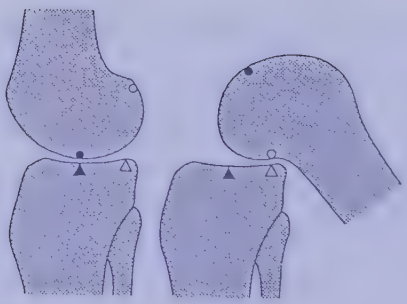


Abb. 10a Bewegungen des Femurs gegenüber der Tibia im Verlauf der vollen Flexion mit den entsprechenden Auflagepunkten, wenn es sich um die Kombination des Rollens und des Gleitens handelt, wie es physiologisch tatsächlich realisiert wird. (nach MÜLLER)

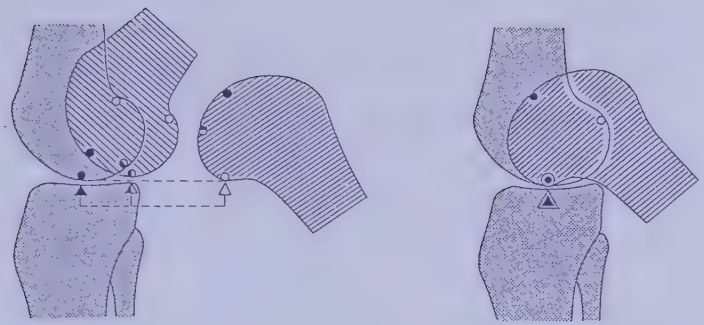


Abb. 10b Bewegungen des Femur gegenüber der Tibia während des Flexionsablaufs mit den theoretischen Auflagepunkten, wenn es sich um eine reine Abrollung handeln würde. Das Femur würde über das Tibiaplateau hinausrollen.

▲ tibialer und ● femoraler Kontaktpunkt bei Extension;
◭ ◐ bei ca. 45° Flexion, △ ○ bei 135° Flexion

Bewegung des Femur gegenüber der Tibia während des Flexionsablaufs mit theoretischem Auflagepunkt, wenn es sich um ein reines Gleiten handeln würde wie bei dem sich über einem einzigen Auflagepunkt drehenden Rad rechts. Dabei würde die Femurmetaphyse bei 130° Flexion auf der hinteren Tibiakopfkante aufschlagen (nach MÜLLER).

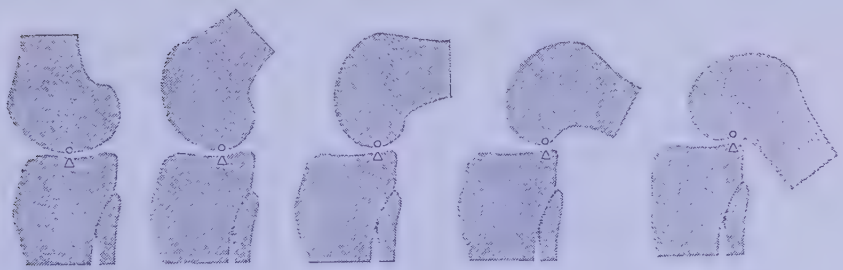


Abb. 10c zeigt den natürlichen Bewegungsablauf mit gegenseitiger Auflageposition von Femur und Tibia, die durch das Roll-Gleiten bedingt ist (nach MÜLLER).

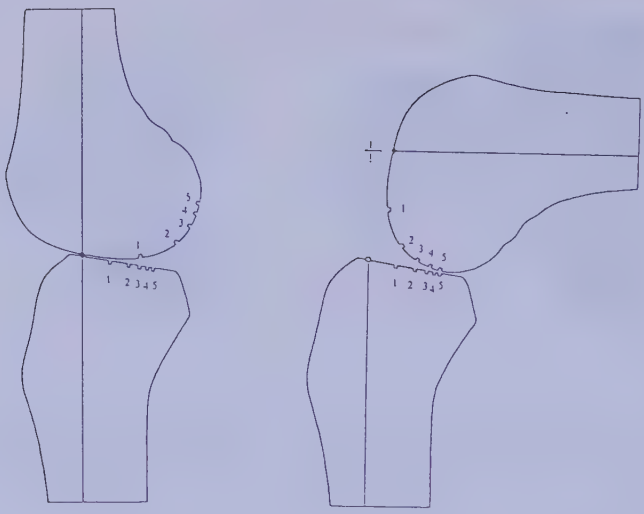


Abb. 10d korrespondierende Kontaktpunkte von Femur und Tibia zum Nachweis der Roll-Gleit-Bewegung in Streckstellung und 90° Beugung (nach TILLMANN)

Das Modell der überschlagenen Viergelenkkette, siehe Abb. 11, (KAMPANDJI 1970, HUSON 1974, MENSCHIK 1974) beschreibt die Kreuzbänder als quasi feste Stangen, die dieses Roll-Gleiten bedingen. (Siehe auch MÜLLER 1980)

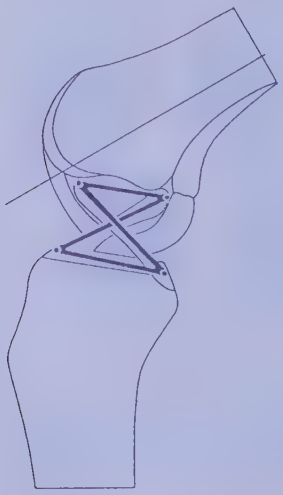


Abb. 11

Schematische Darstellung des Modells der überschlagenen Viergelenkkette. Hier sind die Kreuzbänder als quasi feste Stangen anzusehen, die das Roll-Gleiten bedingen. (TILLMANN 1974)

Die embryonal schon sehr früh angelegten Kreuzbänder (TILLMANN 1974) bedingen gewissermaßen die Kondylenform und formen eine einfache Drehbewegung in eine komplizierte Bewegung der Koppel um (MÜLLER 1982).
Die Kreuzbänder erfüllen somit nach HUSON und MENSCHIK (1974) die Funktion eines regelrichtigen Getriebes und bilden das Kernstück der Kinematik.

Sowohl TRILLAT als auch MENSCHIK haben in ihren Filmen bestätigt, daß mit der Durchtrennung eines Kreuzbandes sofort die Getriebeführung verloren geht, und daß die peripheren Bänder mitsamt der Kapsel nicht in der Lage sind, mit ihrer eigenen Funktion die Getriebeführung zu übernehmen (MÜLLER 1982).

Beide Kreuzbänder, die nach AUGUSTINE (1956) die größte stabilisierende Kraft des Kniegelenkes bilden, verhindern mit den Kollateralbändern eine Hyperextension. In der letzten Phase der sich vollendeten Streckung nimmt die Bänderspannung, insbesondere die des anteromedialen Anteils des vorderen Kreuzbandes, zu; es bewegen sich der mediale Epicondylus nach hinten und der fibulare nach vorne. Dieser Vorgang wird als Schlußrotation bezeichnet, eine zwangsläufige Außenkreiselung des Unterschenkels im Kniegelenk beim Strecken um ca. 5°.

Schon 1853 hat MEYER auf das Phänomen einer automatisch ablaufenden Rotation zu Beginn der Flexion oder am Ende der Extension hingewiesen.

STRASSER (1917) hat festgestellt, daß die Kreuzbänder nicht einfach in der sagittalen Ebene liegen, sondern sich in einer Ebene befinden, die von einem Winkel von 15° dazu versetzt ist. MENSCHIK hat die Kreuzbänder mit Kontrastmittel markiert und ihre Verschiebung während der Endphase der Streckung mit Röntgenbildern in axialer Aufsicht verfolgt. Er stellte auf diese Weise fest, daß es zu einer Verschiebung der Kreuzbänder um 15° kommt, die gerade der sogenannten Schlußrotation entspricht.

Die Ligamenta cruciatia bremsen andererseits auch eine Hyperflexion, diese kann nach BAUMGARTL (1964), BRANTIGAN und VOSSHELL (1941), LANZ und v. WACHSMUTH (1972) nur durch beide Kreuzbänder gemeinsam verhindert werden.

Die Innenrotation des Unterschenkels wird durch die Kreuzbänder, die sich bei dieser Bewegung umeinander wickeln, gebremst. Die Außenrotation wickelt die Ligg. cruciatia voneinander ab und läßt sie erschlaffen.

4. Ätiologie und Pathogenese der Kreuzbandverletzungen

Kreuzbandverletzungen finden sich häufig bei Arbeits-, Verkehrs- und Sportunfällen (GLOGOWSKI 1969, WEIGERT 1972, LUTZ 1954). Vor allem Fußballspielen und Skifahren, aber auch Eishockey, Basketball und Football sind Spielarten, die das Kniegelenk in besonderer Weise Verletzungen der Kreuzbänder aussetzen (MERKE 1953, PICKETT 1971).

Bei diesen Spielarten kommt es leicht zur Fixierung des Unterschenkels gegen den Boden, kombiniert mit Hebel- und Drehkräften, die die Festigkeit des ligamentären Knieapparates überschreiten können (WEIGERT und GRONERT 1972).
Im Gegensatz zur weit verbreiteten Auffassung, daß vorwiegend schwere Traumen zu Kreuzbandrissen führen, vertreten FOHLER und SCHOBERT (1973) die Auffassung, daß Mikrotraumen zum Bandriß führen.
Eine gewaltsame Verschiebung der Tibia auf dem Femur nach vorne bei gebeugtem Knie und fixiertem Oberschenkel (AUGUSTINE 1956 und VIERNSTEIN 1972, STEWARD 1971) oder umgekehrt eine Verschiebung des Femur nach hinten bei direkter Gewalteinwirkung auf den Oberschenkel

- Knie gebeugt, Unterschenkel fixiert (SMILLIE 1970, ZERGOLLERN 1968) -

kann zu einer Verletzung des vorderen Kreuzbandes führen.

Ebenso kann eine Hyperextension, wie sie durch Gewalteinwirkung von vorne auf das gestreckte Knie herbeigeführt werden kann, zu einer isolierten Ruptur des vorderen Kreuz-

bandes führen (AUGUSTINE 1956, BAUMGARTL 1964, BÖHLER 1953, KEYL und VIERNSTEIN 1972, STEWARD 1971).

Abduktions- und Adduktionsbewegungen des Unterschenkels mit und ohne Beuge- oder Drehbewegungen können in Zusammenhang mit Verletzungen des vorderen Kreuzbandes zu kombinierten Band- und Meniskusverletzungen führen (AUGUSTINE 1956, STEWARD 1971). So zeigte O´DONOGUE (1950), daß eine Verknüpfung von Abduktion und Außenrotation der Tibia bei gebeugtem Knie zu folgender Trias führen kann:

1) Läsion des inneren Seitenbandes
2) Riß des vorderen Kreuzbandes
3) Läsion des medialen Meniskus

(Auch: LILJEDAHL 1966, SMILLIE 1970, ZERGOLLERN 1968)
Wegen ihrer ungünstigen Prognose bezeichnete O´DONOGHUE (1950) diese Kombinationsverletzung als 'unhappy triad'.

Vor allem nach Skiunfällen kommt es nach KEYL und VIERNSTEIN (1972) zusätzlich zu einer Fraktur des lateralen oder medialen Tibiaepicondylus (auch: LILJEDAHL 1966). Forcierte Rotationsbewegungen mit Abduktion und Adduktion der Tibia, Verschiebung des Schienbeines auf dem Femur nach vorn oder hinten, können das vordere Kreuzband in Mitleidenschaft ziehen (AUGUSTINE 1956).

Ist die Rotation im Kniegelenk behindert, und kommt es zur forcierten Extension, so kommt es zum Einriß des Kreuzbandes, welches in endgradigen Streckungsphasen gespannt wird und so die Schlußrotation der Tibia bewirkt.

Dabei kommt es häufig zu einem gleichzeitigen länglichen Einriß des inneren Meniskus (COWAN 1965, SMILLIE 1970). Eine weitere Ursache einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes kann eine Dislokation der Gelenkfläche im Kniegelenk sein.

Isolierte Rupturen des vorderen Kreuzbandes beschreibt MÜLLER 1980. Dabei kommt es zu einer isolierten 'Kreuzbandruptur', während die synergistischen Strukturen medial und lateral nur Überdehnung von Grad I oder eventuell versteckte Grad II - Läsionen am Semimembranosuseck oder vor allem am Popliteuseck aufweisen können.

Es kommt dabei durch einen akuten Überstreckungsmechanismus bei innenrotiertem Knie zu einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes am intercondylären Dach. GRANT (1965) hat diesen durch Hypomochlionwirkung der von ihm benannten 'notch' entstehenden Mechanismus beschrieben.

Neuerdings wird noch von einem anderen Mechanismus berichtet, der zu einer isolierten Ruptur des vorderen Kreuzbandes führen kann. So scheint es möglich (MÜLLER 1980), daß bei Landungen mit flektiertem Knie nach Weitsprüngen oder Sturz aus der Höhe das vordere Kreuzband durch den Bremseinsatz des Quadrizeps glatt abgerissen wird.

MÜLLER (1977) beobachtete 30 mal häufiger eine vordere Kreuzbandverletzung als eine hintere, REFIOR und WIRTH (1976) fanden bei Rotationsinstabilitäten 10 mal häufiger eine vordere Kreuzbandbeteiligung, und schließlich beobachtete FRANKE (1980) 50 mal häufiger eine Verletzung des vorderen gegenüber der des hinteren Kreuzbandes.

5. Klinische Befunde bei Läsion des vorderen Kreuzbandes

KENNEDY beschreibt (1970) die verschiedenen Formen der Knieinstabilitäten.
Nach seiner Klassifikation kann das vordere Kreuzband bei der medialen, lateralen und vorderen einfachen Instabilität (one plane) mitbetroffen sein.
Vor allem bei der vorderen Instabilität findet man morphologisch eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes, die kombiniert mit Läsionen der hinteren Gelenkkapsel sowie der medialen und lateralen Kapselbandstrukturen auftreten kann. Klinisch zeigen sich eine vordere Schublade sowie vordere dynamische Subluxation (LACHMANN-Test).

Besonders deutlich weist die vordere Schublade bei Innenrotation und Neutralstellung der Tibia auf eine sichere Verletzung des vorderen Kreuzbandes hin (SCHULITZ 1980).

Hierbei wird das mediale Seitenband als Stabilisator 1.Ordnung ausgeschaltet und eine Anspannung des gespannten vorderen Kreuzbandes, also sowohl des anteromedialen als auch des posterolateralen Anteils, erreicht. Ebenfalls bei der anteromedialen wie bei der anterolateralen Rotationsinstabilität finden sich nach KENNEDY (1977) Verletzungen des vorderen Kreuzbandes.

Bei der anteromedialen Rotationsinstabilität finden sich klinisch:

- vordere Schublade in Außenrotation
- mediale Aufklappbarkeit
- positiver LACHMANN - Test
- vordere dynamische Subluxation

und morphologisch (lädiert):

- vorderes Kreuzband
- mediale Kapsel
- mediodorsale Kapsel mit Kapselbändern
- Lig. popliteum obliquum

Die anterolaterale Rotationsinstabilität bietet klinisch:

- vordere Schublade in Innenrotation
- laterale Aufklappbarkeit
- vordere dynamische Subluxation

und morphologisch folgende Läsionen:

- vorderes Kreuzband
- laterale Kapsel, laterales Seitenband
- tractus iliotibialis
- laterodorsale Kapsel mit Seitenbändern
- Lig. arcuatum

Mit dynamischen Untersuchungsmethoden (modifiziert nach HACKENBRUCH 1981), die auf ein Subluxationsphänomen durch die gestörte Roll-Gleit-Bewegung zurückzuführen sind, kann eine vordere Kreuzbandinsuffizienz sicher nachgewiesen werden.

Diese klinischen Begriffe können unter dem Begriff 'vorderes Kreuzbandsyndrom' oder 'dynamische vordere Subluxation' zusammengefaßt werden. Sie ist eine wichge Hilfe, zumal sicher ist, daß die vordere Schublade nur dann als zuverlässiges Kreuzbandsyndrom gewertet werden kann, wenn sie sehr ausgeprägt ist (HACKENBRUCH 1981). Andererseits kann die vordere Schublade trotz vollständiger Kreuzbandruptur negativ sein, solange die dorsalen Kapselbänder intakt sind (NOESBERGER 1977).

Zusätzlich kann bei einer ausgedehnten Kapselbandverletzung mit vorderer Kreuzbandruptur ein abgerissenes oder luxiertes Menikushinterhorn die vordere Schublade völlig verhindern.

Aufgrund dieser Erfahrung und der pathophysiologischen Kenntnisse sollte dem Subluxationsphänomen mehr Bedeutung zugemessen werden, denn es ist ein sicheres Zeichen einer vorderen Kreuzbandinsuffizienz (HACKENBRUCH 1981). Erstmalig hat HEY-GROWES (1920) dieses Schnappphänomen zwischen 20° und 40° Beugung beschrieben.

McINTOSH (1978), SLOCUM (1976) und HUGHSTON (1976), LOSEE (1978), NAKAJIMA (1979) und JAKOB (1977), folgten mit verschieden Veröffentlichungen über Untersuchungstechniken dieses Subluxationsphänomens.

SLOCUM (1976) fand bei positivem vorderen Subluxationsphänomen in allen Fällen eine vordere Kreuzbandruptur bzw. -insuffizienz.

Untersuchungsmethoden sind in erster Linie der SLOCUM-Test (1976) und der PIVOT-SHIFT-Test, der auf HEY-GROWES (1920) sowie McINTOSH und GALWAY (1976) zurückgeht.

6. Bisherige Untersuchungen von Bandinstabilitäten

Die Pathophysiologie der Kniebänder ist bisher auf verschiedene Weise untersucht worden.

1. Quantitativ durch direkte Messung der Bandspannung unter pathologischen Bedingungen mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen (DMS).

Hier existieren Ergebnisse von ENGIN und KORDE (1974), die bei Varus- und Valgusdeformität die axialen Belastungen der Collateralbänder prüften.

2. Qualitativ mit experimentell erzeugten Verletzungen, in Leichenexperimenten erstmalig von HÖNIGSSCHMIED 1877 (siehe HERTEL 1980). Einerseits wurden definierte Traumen wie Überstreckung, Rotation usw. gesetzt, andererseits wurden mit dem Messer definierte Bandverletzungen gesetzt (CASTAING et al 1972, KENNEDY und FOWLER 1971, HERTEL 1975).

In neuerer Zeit wurde die relative Spannung an den Bändern mit verschiedenen anderen Methoden gemessen: Durch elastische Nähte (BURRI 1974) über DMS (EDWARDS 1970, ENGIN und KORDE 1974, KÜSSWETTER und WIRTH 1978, WIRTH und ARTMANN 1975) durch Änderung der Länge an den durch Fäden ersetzten Bandfasern (ARTMANN und WIRTH 1974), mit einem mechanischen Spannungsmeßgerät (EDWARDS et al 1970), aber auch durch Messung der Abstände der markierten Bandansätze (WANG und WALKER 1973, WANG, RUBIN und MARSHALL 1975).

Eine neuere Untersuchung und experimentelle Studie stammt von HERTEL (1980).
Es ist dieses die umfangreichste Untersuchung dieser Art, bei der 49 Kniegelenke präpariert wurden.
Dabei wurde mit Hilfe einer eigens dafür entwickelten Apparatur die seitliche Bandverschiebung bei Lockerung des entsprechenden Kreuzbandanteils über die Auslenkung einer Lichtmarke sichtbar gemacht. Die Kniegelenke wurden hierbei passiv bewegt.

Auch KOLDITZ und SCHULITZ (1980) haben die Biomechanik des vorderen Kreuzbandes unter verschieden Bedingungen untersucht. Hier ist mit Hilfe von WITNEY - GAGES, das sind mit Quecksilber gefüllte Silikonschläuche, die je nach Spannungszustand ihren Ohm´schen Widerstand verändern, das Verhalten der Portionen des Kreuzbandes in Abhängigkeit von Beugezustand, Schubladenbelastung etc. untersucht worden.

Teil II Allgemeine Vorbereitungen zu den Untersuchungen

1. Problemstellung

Es sollte unter Zuhilfenahme von Dehnungsmeßstreifen (DMS) eine Versuchsanordnung entwickelt werden, mit welcher sich das biodynamische Verhalten von Kniegelenksbändern, insbesondere der Kreuzbänder, untersuchen ließ. Diese Versuchsapparatur sollte ermöglichen, eine Kurve aufzuzeichnen, die über den Beugezustand des Kniegelenks einerseits, über den Spannungszustand des Kreuzbandes andererseits Aufschluß geben konnte. Die Versuchsanordnung sollte die Bedingung erfüllen, sich problemlos für die Untersuchung anderer Bandstrukturen umrüsten zu lassen.

Darüber hinaus sollte hier speziell das Verhalten des vorderen Kreuzbandes untersucht werden.
Es kam hierbei darauf an, die anatomisch-physiologischen Strukturen des Kniegelenkes weitgehend zu berücksichtigen und zu erhalten.
Die einzelnen Kompartimente des vorderen Kreuzbandes sollten sich getrennt untersuchen lassen und so die Möglichkeit gegeben sein, das Verhalten des Kreuzbandes bei Normalstellung, Innenrotation, Außenrotation, Valgus- und Varusstreß, Überstreckung sowie vorderer und hinterer Schubladenuntersuchung zu beobachten.

2. Versuchsaufbau und Untersuchungsmethode

In unseren Versuchen haben wir die Spannung des vorderen Kreuzbandes mit Hilfe von DMS gemessen. Bei dem Versuch, DMS direkt auf die Kreuzbänder aufzubringen, zeigten sich in vorherigen Untersuchungen derartige Schwierigkeiten und technisch nicht zu bewältigende Störfaktoren, daß es uns sinnvoll erschien, die DMS außerhalb des Kniegelenkes zu lokalisieren.

Durch in Femur und Tibia eingebrachte Bohrkanäle wurden Fäden gezogen, die in ihrem Verlauf dem Faserlauf des entsprechenden Anteils des vorderen Kreuzbandes entsprachen. Es wurde mittels einer geeignet entwickelten Meßeinrichtung (s. u.) dafür gesorgt, daß die Abstandsänderung der Kreuzbandansatzpunkte (tibial und femural) eine proportionale Spannung als Meßgröße an einen xy-Schreiber brachte (Ordinate). Die Horizontalauslenkung (Abzisse) wurde mit einer Spannung gespeist, die dem Beugezustand des Kniegelenks proportional war (s. u.).

Dieser Versuchsaufbau basiert auf der Änderung der Abstände markierter Bandansätze (WANG und WALKER 1973). Diese Abstandsänderung ist für den Spannungszustand des Kreuzbandes entscheidend.

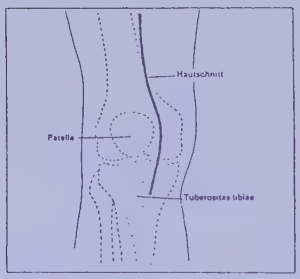
Auch HERTEL (1980) bediente sich dieser Tatsache, da die Auslenkung des Kreuzbandes mittels Gewicht, die dann zur Verschiebung eines Lichtpunktes durch die kombiniert montierte Taschenlampe führte, direkte Folge der Approximation der Ansatzpunkte ist.

Auch DETENBECK (1974) untersuchte die Kreuzbänder und stellte fest, daß die Bandspannung nur von der Veränderung der Distanz zwischen Femur und Tibia abhängt. Ein Vorteil der externen Lokalisation der Meßeinrichtung bestand darin, daß nach Eröffnung und Einbringung der wenig störenden Fäden in das Kniegelenk, dieses wieder verschlossen und in seinen anatomischen Strukturen (Meniskus, Kapselanteile etc.) belassen werden konnte.

3. Präparation der Kniegelenke

Für unsere Untersuchungen brauchten wir Leichenkniegelenke, bei denen nach Entnahme noch ca. 15 cm des Femur einerseits, der Tibia und Fibula andererseits, verblieben waren.

Die Haut und das subcutane Fettgewebe wurden reseziert. Als Zugang benutzten wir den langen PAYR-Schnitt (anteromedialer Zugang), wie man ihn bei Gelenkrevisionen, Arthrodesen und Arthroplastiken benutzt (siehe Abb. 12).



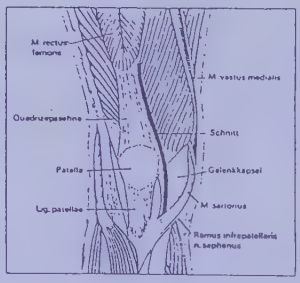


Abb. 12

Anteromedialer Zugang (langer medialer PAYR-Schnitt)
Etwa 12 cm langer Schnitt mit Durchtrennung der Quadrizepssehne und M. vastus medialis, sowie Durchtrennung von Kapsel und Synovialmembran etwa 1,5 cm vom Innenrand der Patella und des Lig. patellae.

Nach Durchtrennung der Quadrizepssehne und M. vastus medialis durchtrennten wir die Kapsel sowie die Synoviamembran etwa 1,5 cm vom Innenrand der Patella und des Lig. patellae.

Danach beugten wir das Kniegelenk zum rechten Winkel, wobei die Patella gleichzeitig zur Außenseite umgeschlagen wurde. Dadurch erhielten wir eine gute Übersicht über das distale Femurende, die Kreuzbänder, die Menisken und die Patella.

Wir bemühten uns, möglichst nicht vorgeschädigte Knie zu benutzen. Es sollte gewährleistet sein, daß keine starken Gelenkveränderungen pathologischer oder traumatischer Natur vorlagen.

Danach wurde zunächst das vordere Kreuzband von der Synovia befreit, sodaß die Ansatzpunkte am Femur sowie an der Tibia sichtbar wurden, und der Faserverlauf deutlich beurteilt werden konnte.

Bei stark flektiertem Knie wurden nun entsprechend den Ansatzpunkten der drei Anteile des vorderen Kreuzbandes in der Tibia einerseits und des Femur andererseits drei Bohrlöcher (3,2 mm) eingebracht (siehe Abb. 13 a - d).

Abb. 13a

zeigt das Kniegelenk nach Resektion der Haut und des subcutanen Fettgewebes

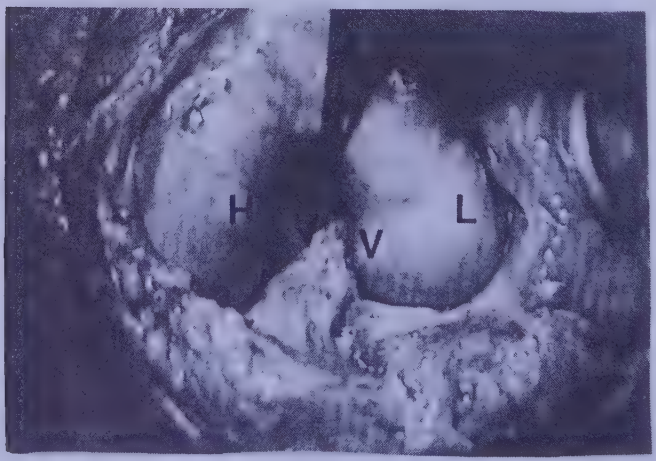


Abb. 13b zeigt das Kniegelenk nach Eröffnung der Gelenkkapsel (linkes Knie):
V = vorderes Kreuzband, H = hinteres Kreuzband,
L = Laterale Condyle

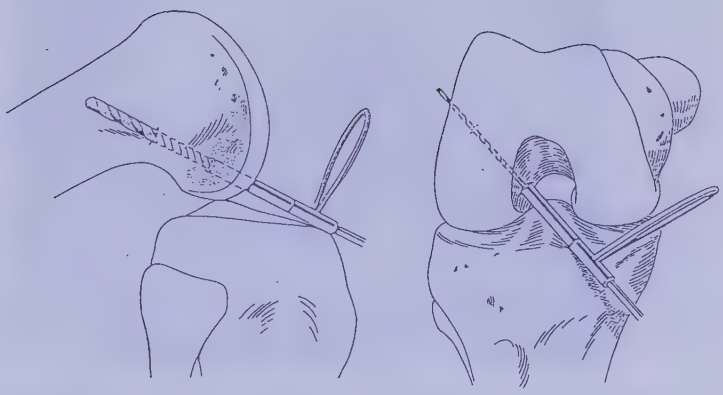


Abb. 13c Schematische Darstellung der Bohrungen am Femur mittels Bohrhülsen.

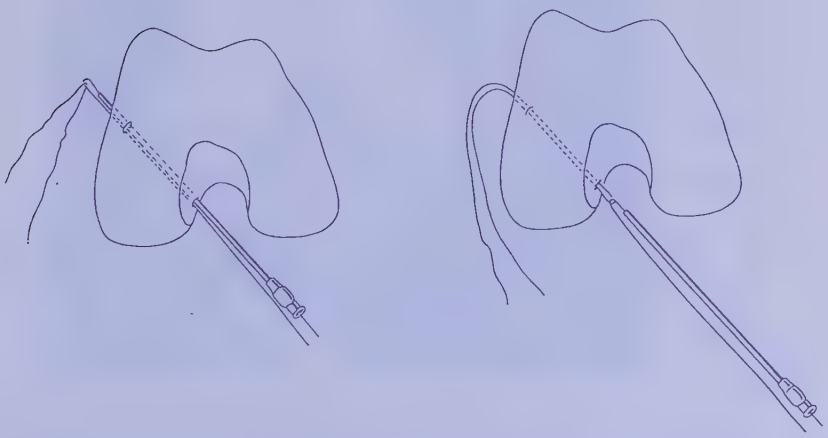


Abb. 13d Durchziehen der Fäden mithilfe der Schlinge, die vorher mit einer langen Kanüle in das entsprechende Bohrloch eingebracht wurde.

Die Bohrungen im Bereich des tibialen Ansatzes wurden so durchgeführt, daß die Bohrlöcher vom Ansatzpunkt des jeweiligen Anteils des Kreuzbandes zur vorderen Tibiakante im Bereich der Tuberositas tibiae verliefen.

In diese Bohrlöcher brachten wir Redonschläuche ein, die in der Area intercondylares nicht herausragten, im Bereich der Tuberositas tibiae jedoch einige Millimeter hervorschauten.
Diese Redonschläuche hatten die Aufgabe, die Reibungskräfte der später eingezogenen Fäden zu verringern.

Die drei anderen Bohrungen verliefen transkondylär vom Kreuzbandansatz zur lateralen Kondylenansatzfläche.

Bei ca. 130° flektiertem Knie kam der Austrittsort des Bohrers automatisch lateroproximal und ventral des Septum intercondylare zu liegen.

Durch diese Bohrlöcher wurde je ein Dexon-Faden (3,0) gezogen, der im Bereich der lateralen Condylenaußenseite mit einer kleinen Metallspange gegen Durchrutschen gesichert wurde.

Der Faden wurde dabei doppelt gelegt und das andere Ende durch den Silikonschlauch des dazugehörigen Bohrloches geführt (siehe Abb. 13).

Auch diese Enden wurden gegen Durchrutschen gesichert und mittels eines Fähnchens gekennzeichnet. Danach wurde die Patella reponiert und das Gelenk mit Einzelknopfnähten sorgfältig verschlossen.

Abb. 14a zeigt das präparierte Knie vor Anfertigung der Bohrlöcher

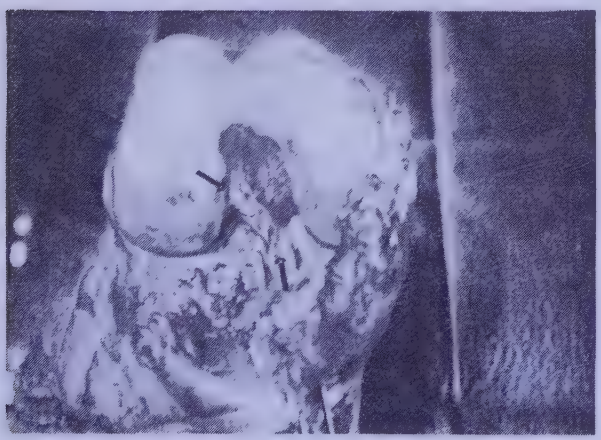


Abb. 14b zeigt das Kniegelenk nach Durchbohren der Tibia und der Femurcondylen. Zur Verdeutlichung des Verlaufs sind hier Drähte in die einzelnen Bohrlöcher gesteckt. (Pfeile)

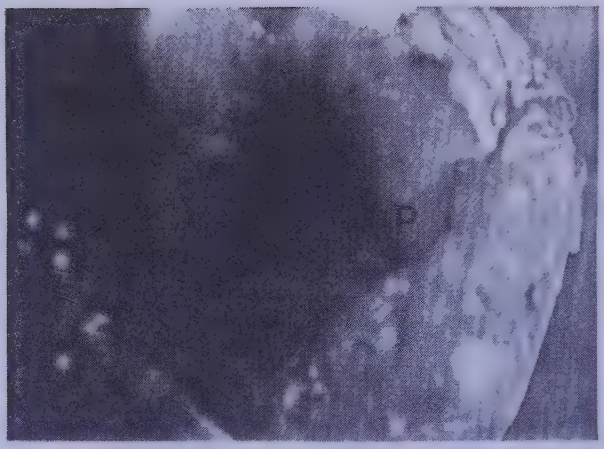


Abb. 14c zeigt das Gelenk nach Einbringen der Fäden, die den Verlauf der einzelnen Kreuzbandportionen simulieren sollen.

A = anteromedial P = posterolateral

Dadurch erhielten wir in ihrer Anatomie nur geringfügig beeinflußte Kniegelenke, an deren Tibiavorderkante Fäden gewissermaßen als Sonde herausschauten, die uns direkt Aufschluß über die Distanz der Ansatzpunkte vom anteromedialen, posterolateralen und intermediären Anteil geben konnten.

Die so präparierten Kniegelenke mußten nun lediglich mit der Meßeinrichtung verbunden werden und konnten dann unter beinahe 'klinischen Bedingungen' untersucht werden.

Zur besseren Führung des Kniegelenkes bei den Untersuchungen einerseits und zur Bedienung des Winkelaufnehmers andererseits wurde die Tibia mithilfe einer AO-Platte um ca. 20 cm verlängert.

Die AO-Platte wurde mit Palacos in den Markraum der Tibia einzementiert, wobei darauf zu achten war, daß sie exakt die Verlängerung der Tibia darstellte.
An das Ende dieser AO-Platte wurde rechtwinklig in der Frontalebene eine weitere Platte geschraubt, die Aufschluß über die Rotationsstellung des Kniegelenkes geben sollte. Auch waren mithilfe dieser Platte bei unseren Untersuchungen Rotationsbewegungen sowie Valgus- und Varusstress mühelos und reproduzierbar durchzuführen (siehe Abb. 15).
Der Femurstumpf wurde ebenfalls mit Palacos fest auf den Vierkantdorn der Meßeinrichtung aufgebracht.

Auch hierbei mußte genau beachtet werden, daß das Kniegelenk achsengetreu aufzemetiert wurde. Durch Beugung und Streckung des Kniegelenks ließ sich hier nach genauem Einrichten unseres Erachtens eine ausreichende Kontrolle darüber durchführen, ob die Anordnung möglichst 'klinikgetreu' gewählt wurde.

Zur Befestigung der Meßeinrichtung mußten wir lateral an der Tibia eine weitere kleine gebogene AO-Platte anbringen (Abb. 15).

Die Kniegelenke ließen sich nach der Versuchsreihe relativ leicht von der Meßeinrichtung entfernen, konnten dann eingefroren werden und zur erneuten Messung benutzt werden.

Der sehr empfindliche Dehnungsmeßstreifen konnte jeweils mühelos abgehängt werden und wurde getrennt aufbewahrt.

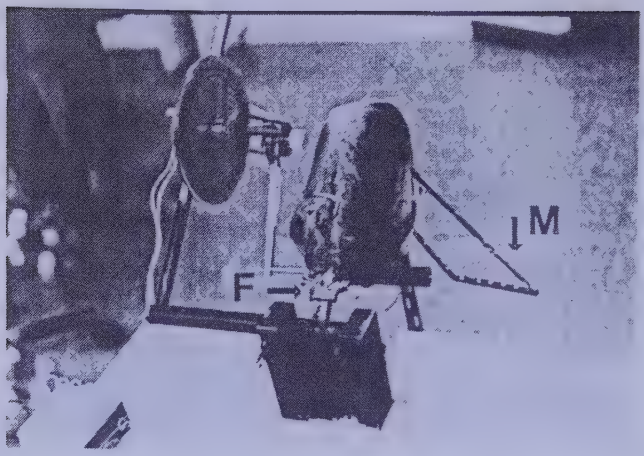


Abb. 15a

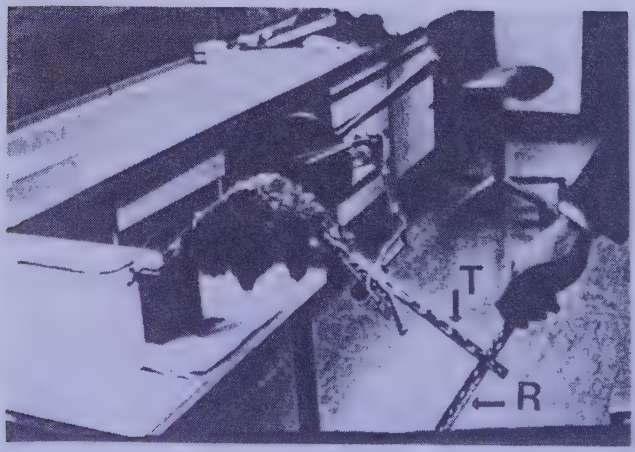


Abb. 15b

Abb. 15a und 15b zeigen das Kniegelenk mit dem Versuchstisch. In 15a sind deutlich die AO-Platten zu erkennen (Pfeil), die zur Verlängerung der Tibia (T) und Kontrolle der Rotationsstellung (R) angebracht sind. In 15 b erkennt man die Befestigung des Femurstumpfes (F) und der Meßeinrichtung (M).

Teil III Entwicklung der Meßeinrichtung

1. Der Meßaufbau

Der Aufbau der Meßeinrichtung dient der Messung der relativen Spannung der drei Portionen des vorderen Kreuzbandes in Abhängigkeit von der Winkelstellung des Kniegelenkes. An die Meßgenauigkeit wird lediglich der Anspruch auf Reproduzierbarkeit gestellt, da qualitative Aussagen gewünscht werden.

Der Meßaufbau besteht im wesentlichen aus:

1. Meßkette mit Hottinger-Baldwin-Meßverstärker (HBM)
2. xy-Schreiber
3. Winkelaufnehmer
4. Zugspannungsaufnehmer mit Dehnungsmeßstreifen (DMS)

2. Das Messen mit Dehnungsmeßstreifen (DMS)

Im folgenden soll nach Vermittlung eines Grundverständnisses für die der Meßmethode mit DMS zugrundeliegende Meßtechnik der Versuchsaufbau im einzelnen veranschaulicht werden.

Kernstück des Zugspannungsaufnehmers und somit der Meßeinrichtung ist der DMS. Ein DMS besteht aus einem auf dünner Kunststoff-Folie aufgetragenen Widerstandsmaterial und mißt in Länge und Breite meist nur wenige Millimeter. Sein Widerstand wird bei Dehnung und Stauchung im Mikrometerbereich verändert.

Der DMS gehört zu den passiven Meßwertaufnehmern. Im Gegensatz zu den aktiven Aufnehmern, bei welchen eine Größe, z.B. eine elektrische Spannung, erzeugt wird, wird bei den passiven eine physikalische Größe beeinflußt.

Unter Verwendung eines DMS wird über die Änderung der mechanischen Größe 'Dehnung' die elektrische Größe 'Widerstand' in der Weise verändert, daß Rückschlüsse auf Längenänderungen (Dehnungen) zulässig sind.

Wie die üblicherweise geringen Dehnungen der DMS sind auch die Widerstandsänderungen sehr gering, sodaß es einer besonderen Meßkette bedarf, um verwertbare Ergebnisse zu erhalten.

Diese besteht aus dem DMS, einer Ergänzungsschaltung, einem Generator für die Hilfsenergie U_E, einem Verstärker und einem Anzeigegerät.
Der Hottinger-Baldwin-Meßverstärker vereinigt alle Teile dieser Meßkette, bis auf den DMS, in sich.

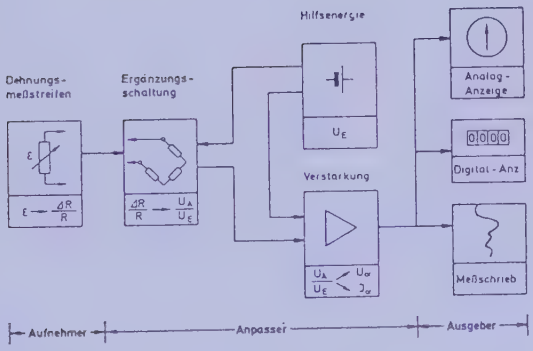


Abb. 16 Meßkette mit DMS

3. Die Meßkette

Das erste Glied der Meßkette bildet der DMS. Mit der Ergänzungsschaltung bildet er eine WHEATSTONE´sche Meßbrücke, der folgende Schaltung zugrunde liegt.

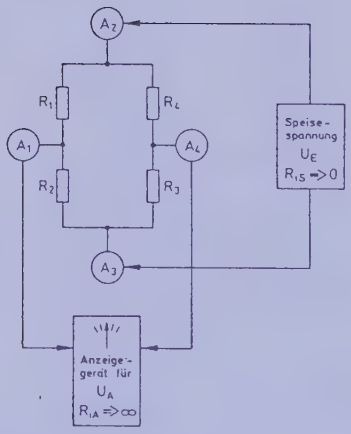


Abb. 17
WHEATSTONE´sche
Meßbrücke

Für das Verhältnis der Brückenausgangsspannung U_a zur Brückeneingangsspannung U_E gilt folgende Beziehung:

$$\frac{U_a}{U_E} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_2}{R_3 + R_4} = \frac{R_1 \cdot R_3 - R_2 \cdot R_4}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)}$$

Im Falle des abgeglichenen Zustandes, welcher der Nullstellung (Mittelstellung) des Galvanometers des hier verwendeten HBM entspricht, ergibt sich:

$$\frac{U_a}{U_E} = 0 \text{ wenn } \quad R_1 = R_2 = R_3 = R_4 \quad \text{oder} \quad R_1 : R_2 = R_4 : R_3$$

Der Vorteil der WHEATSTONE - Brücke in der Meßtechnik besteht darin, das schon geringe Veränderungen der Widerstände R_1 bis R_4 zur sogenannten Verstimmung, d.h. U_a / U_E ungleich Null, und somit zum Ausschlag des Galvanometers führen.
So werden präzise Messungen ermöglicht, welche von der Versorgungsspannung der Meßeinrichtung unabhängig sind, da hier die Verhältnisse der Widerstände entscheidend sind.

Die hier verwendete Variation der WHEATSTONE'schen Brükke trägt die Bezeichnung Halbbrückenschaltung, bei der R_1 und R_2 durch DMS repräsentiert sind, während sich R_3 und R_4 im Meßverstärker befinden.

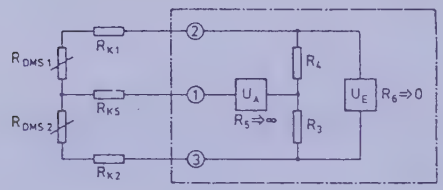


Abb. 18
Halbbrückenschaltung der WHEATSTONE-Brücke

Das Galvanometer des HBM zeigt somit Nullstellung, wenn $R_1 = R_2$ gilt, d.h. beide DMS nicht belastet sind.

Wie bereits erwähnt, werden der Hilfsgenerator für U_E, der Verstärker und die Anzeigeeinheit durch den HBM gestellt. Um die Widerstandsänderungen am DMS und somit die Spannungsänderungen am Meßverstärker genauer ablesen zu können, wurde an den Ausgangsbuchsen des HBM ein Digitalmultimeter (hier Meßbereich $\pm$ 2 V) angeschlossen, welches zusätzlich das genaue Abgleichen der Brücke ermöglichte.

4. Der xy-Schreiber

Ein xy-Schreiber ist ein elektromechanisches Meßgerät, welches Graphen von Funktionen f(x) in Form von variablen Spannungen eingegeben in entsprechende Bewegungen eines Tintenschreibers umsetzt. Somit wird die Darstellung der Funktion f(x) auf einem Papierbogen (hier DIN A 4) ermöglicht. Der x-Eingang steuert dabei die horizontale, der y-Eingang die vertikale Ablenkung.

An den entsprechenden Ausgangsbuchsen des HBM haben wir neben dem Anschluß des Digitalmultimeters die Spannung für den y-Eingang des Schreibers abgegriffen. Durch geeignete Wahl des Meßbereiches am y-Eingang konnten gleichermaßen große und kleinere Dehnungen des DMS auf dem Papierbogen dargestellt werden.
Der x-Eingang des Schreibers wurde mit dem Winkelaufnehmer verbunden.

5. Der Winkelaufnehmer

Da das Ziel der Meßeinrichtung darin bestand, die durch die Dehnung des DMS hervorgerufenen Spannungsänderungen in Abhängigkeit von der Beugung des Kniegelenkes darzustellen, galt es, eine geeignete Methode zu finden, den x-Eingang des Schreibers durch eine mit der Beugestellung variierenden Spannung zu speisen. Zu diesem Zweck haben wir mit dem Bügel, welcher ursprünglich nur eine mechanische Anzeige des Beugewinkels ermöglichte, ein Drehpotentiometer in der Weise verbunden, daß dieses bei Beugestellung verstellt wurde. Die so mit der Beugung variable Teilspannung einer an das Potentiometer angelegten Batteriespannung von 1,5 V wurde dem x-Eingang des Schreibers direkt zugeführt. Bei geeigneter Wahl des Meßbereiches für die x-Ablenkung konnte die Abzisse für den Bereich 0° - 120° Beugestellung auf das ganze Blatt gedehnt werden.

Der Aufbau dieser Einrichtung ist in Abb. 19 schematisch dargestellt.

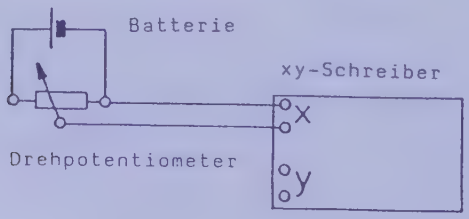


Abb. 19 xy-Schreiber mit Steuerung des x-Einganges

Das Potentiometer wurde mit 100 kOhm lin. so bemessen, daß die Batterie nur mit etwa 15 µA belastet wurde. Dieser Strom kann nahezu beliebig lang toleriert werden, sodaß ein Auswechseln der Batterie bisher nicht nötig wurde.

Die Schaltung der gesamten Meßkette ergab sich wie in Abb. 20 gezeigt.

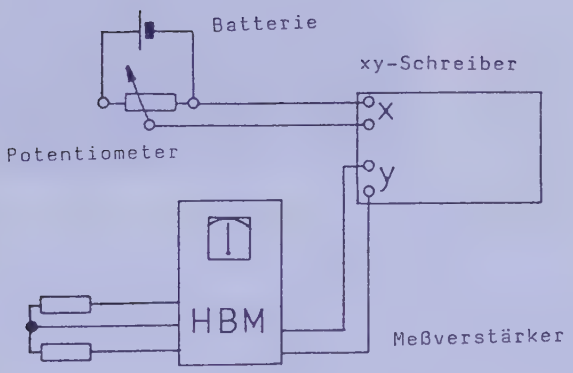


Abb. 20 Meßschaltung in der Übersicht

6. Der Zugspannungsaufnehmer

Bei der indirekten Messung der Spannung des vorderen Kreuzbandes wurde, wie bereits oben erwähnt, im Verlauf der drei Portionen je ein Faden präpariert. Dieser wurde durch den Zugspannungsaufnehmer mit einer winkelig auf der Tibia montierten AO-Platte verbunden. Der Zugspannungsaufnehmer bestand aus einer Kunststoffplatte (ca. 30 mm x 10 mm) von 2 mm Stärke, einem Spannschloß und einer Spiralfeder (Abb. 21).

Auf die Kunststoffplatte wurde der DMS geklebt. An den aus der Tibiakondyle herausragenden Fadenenden stellten sich zwischen Streckung und maximaler Beugung Längenänderungen von 10 - 15 mm ein. Diese wurden von der Feder aufgenommen, sodaß der Faden bei entsprechend gespanntem Spannschloß auch bei lockerem Kreuzband soviel Dehnung auf die Kunststoffplatte und somit auf den DMS brachte, daß bei jeder Beugestellung eine Aussage über die Entfernung zwischen Ursprungs- und Insertionspunkt. des jeweiligen Kreuzbandanteils möglich war. Somit konnte über den gesamten Verlauf der Beugung eine qualitative Aussage über die Spannung des Kreuzbandes gemacht werden.

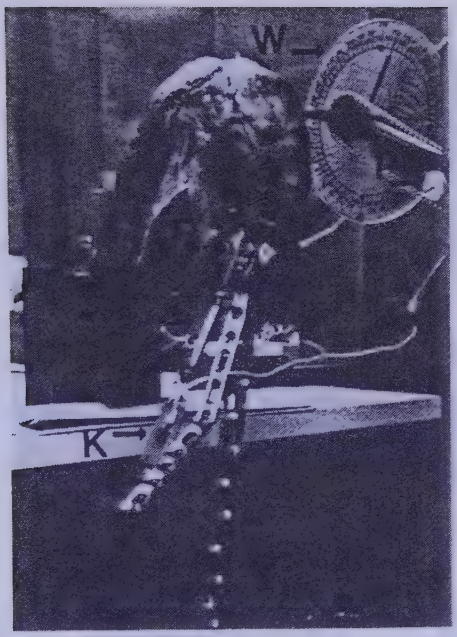


Abb. 21

Montiertes Knie mit
Zugspannungsaufnehmer
(K = Kunststoffplatte,
S = Spannschloß
F = Feder)
und Winkelaufnehmer (W)
P = Potentiometer

Die Federkonstante der Spiralfeder wurde so gewählt, daß die Kunststoffplatte bei Längenänderungen der Feder um 10 - 15 mm genau so stark belastet wurde, daß die Widerstandsänderungen des DMS verwertbare und reproduzierbare Spannungsänderungen am HBM erzeugten.

Da die Fäden doppelt gelegt waren, konnte man über einen Metallhaken am Zugspannungaufnehmer diesen wahlweise in den Verlauf des anteromedialen, intermedialen und posterolateralen Anteil des Kreuzbandes einhängen.

Die Meßeinrichtung und Versuchsdurchführung mit montiertem Knie werden in Abb. 22 und 23 dargestellt.

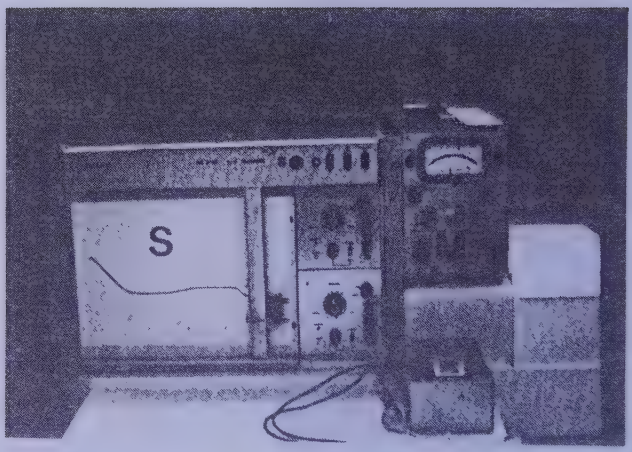


Abb. 22a Meßeinrichtung : xy-Schreiber (S),
Meßverstärker (M)

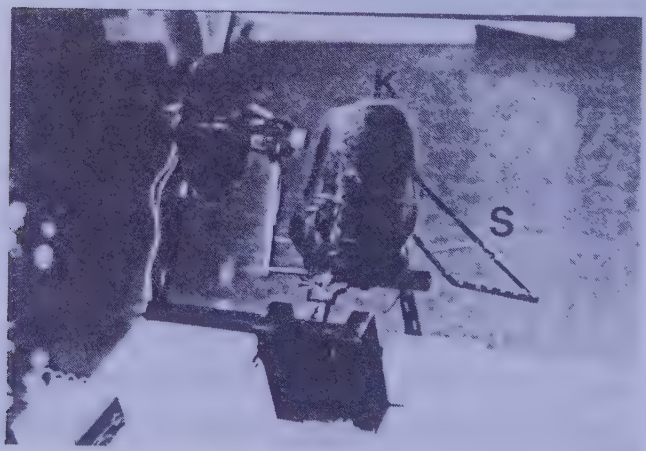


Abb. 22b Meßeinrichtung: montiertes Knie (K),
Winkelaufnehmer (W)
und Spannungsaufnehmer (S)

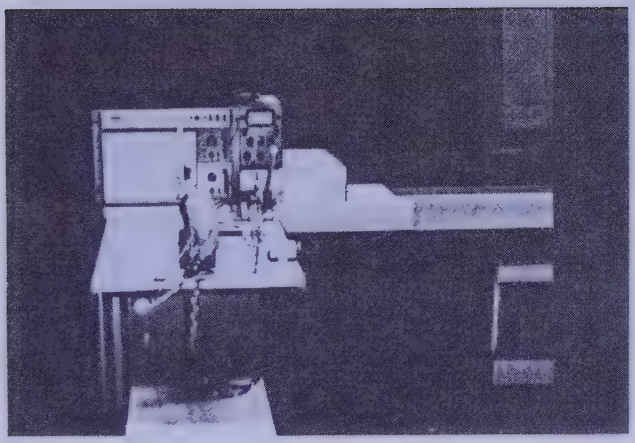


Abb. 22c Gesamte Meßeinrichtung in der Übersicht

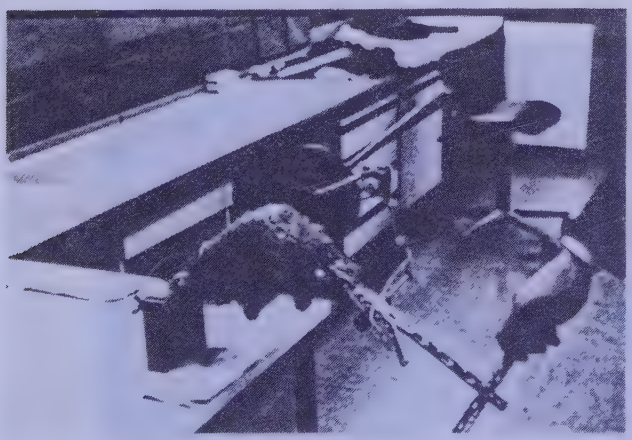


Abb. 23a Passive Bewegung des Kniegelenks

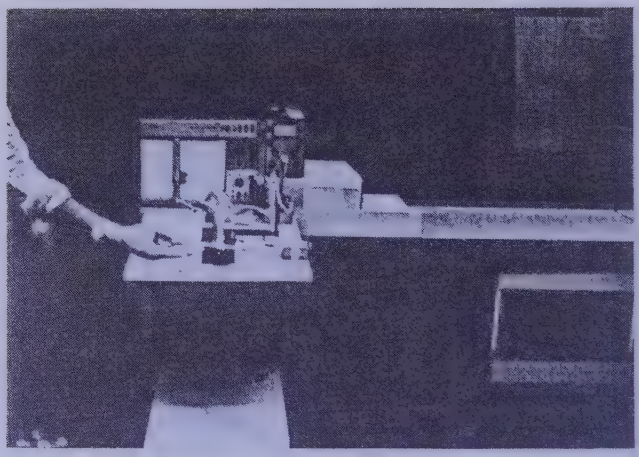


Abb. 23b Kniegelenk in 30° Beugung und Neutralstellung

Abb. 23c Kniegelenk in 30° Beugung und Außenrotation

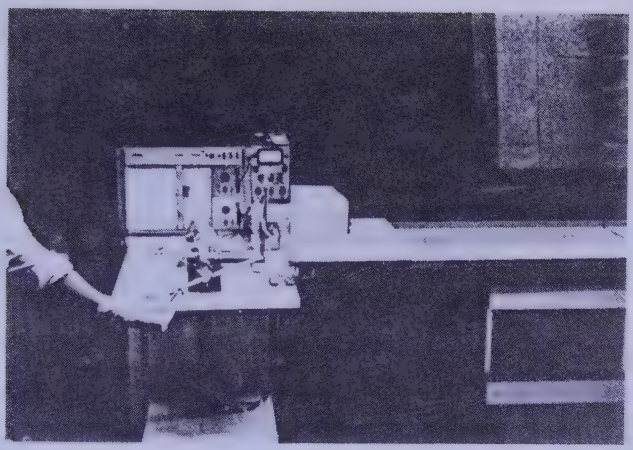


Abb. 23d Kniegelenk in 30° Beugung und Innenrotation

Teil IV Versuchsdurchführung

1. Aufnahme der Meßkurven

An 10 frisch entnommenen menschlichen Kniegelenken, welche lediglich teilweise kurzfristig eingefroren waren, wurden zunächst die Kurvenverläufe für die 3 Portionen des vorderen Kreuzbandes in Normalstellung, in Innen- und Außenrotationsstellung ermittelt. Die Innen- bzw. Außenrotation wurde durch ein Gewicht von 1,5 kg am horizontalen Arm der T-förmigen AO-Plattenkonstruktion an der Tibia bewirkt.

Wegen der hinreichenden Deckungsgleichheit der Meßergebnisse wurde die hier gebrachte Darstellung auf vier Kniegelenke beschränkt. Selbst das Tiefgefrieren und Wiederverwenden der Kniegelenke brachte keine merklichen Änderungen der Kurvenverläufe.

Die typischen Verläufe für die Spannung des anteromedialen, intermediären bzw. des posterolateralen Anteils des vorderen Kreuzbandes in Abhänigigkeit von der Beugestellung des Kniegelenkes, sowohl in Neutralstellung, als auch bei maximaler Innen- und Außenrotation, werden in den Abb. 24 - 32 (Knie 1 - 3) dargestellt.

Bei Knie 3 wurde zusätzlich für den anteromedialen und posterolateralen Anteil die Spannungsänderung bei Innen- und Außenrotation in 10°-Schritten dargestellt.

Dazu wurde die x-Ablenkung des xy-Schreibers abgeschaltet und der Schreiber über die manuelle Nullpunktverschiebung auf die der jeweiligen Beugung entsprechende Auslenkung auf der x-Achse gebracht.

Dadurch wurde sichergestellt, daß eventuelle Variationen der Beugung während der Rotationsbewegung nicht zur Darstellung kamen, und somit die Auslenkungen lediglich als vertikale Linien sichtbar werden (Siehe Abb. 33 u. 34).

Bei Knie 4 wurden zusätzlich für den anteromedialen und posterolateralen Anteil sowohl in Neutralstellung als auch in Innen- und Außenrotation die vordere Schublade über den gesamten Verlauf der Beugung, vordere und hintere Schublade bei 15°, 30°, 90° Beugung, außerdem die Überstreckung, Varus- und Valgusstress in 0° und 30° Beugestellung untersucht und zur Abbildung gebracht (siehe Abb. 35 - 50).

Da der intermediäre Anteil lediglich bei einigen Autoren Berücksichtigung findet, außerdem posterolateraler sowie anteromedialer Anteil für das vordere Kreuzband als repräsentativ angesehen werden können, haben wir uns hier für diesen Anteil auf die Darstellung der Kurvenverläufe bei Neutral- und Rotationsstellung beschränkt (Siehe Abb. 51).

Nach Durchtrennen des vorderen Kreuzbandes wurden die Kurvenverläufe für den anteromedialen Anteil in Normalstellung und Rotationsstellung bei vorderer Schublade aufgezeichnet (Abb. 52 - 54).

Die gleiche Untersuchung wurde für den posterolateralen Anteil lediglich in Neutralstellung dargestellt (Abb. 55).

Die Gradeinteilung der x-Achse wurde ermittelt, indem mit Hilfe der mechanischen Winkelmeßscheibe die Beugestellungen 0°, 30°, 60°, 90°, 120° eingestellt wurden und bei ausgeschaltetem y-Eingang des Schreibers der Tintenstift lediglich bei diesen Einstellungen kurz auf das Papier gesenkt wurde. Somit kamen auf der Abszisse die Punkte für die Gradeinteilung zustande, die der tatsächlichen Beugung des Kniegelenkes entsprechen, obwohl der Bereich zwischen 0° und 60° hier nicht linear zur Abbildung kam.

2. Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse

Wie bereits oben erwähnt, stellte sich erfreulicherweise nach allerdings nicht geringen anfänglichen Schwierigkeiten eine hinreichende Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse ein, welche zwar nur qualitative Aussagen zuließen, diese waren jedoch von äußeren Störeinflüssen weitgehend unabhängig und somit für uns verwertbar.

Abb. 56 zeigt den Kurvenverlauf für den posterolateralen Anteil des vorderen Kreuzbandes in Abhänigigkeit der Beugestellung des Kniegelenkes. Der Nullpunkt der y-Ablenkung wurde hier mithilfe der manuellen Nullpunktverstellung nach jeder Aufzeichnung um die Strecke von 2 cm auf dem Papier in positiver Richtung, also nach oben, verschoben. Die so übereinandergeschriebenen Kurven zeigten weitgehend kongruente Verläufe. Aufgrund der Reproduzierbarkeit sind somit nach unserer Meinung sowohl die Meßeinrichtung als auch die Ergebnisse für die Ermittlung von qualitativen Aussagen durchaus geeignet.

3. Abbildung der Kurvenverläufe

Die hier gezeigten Meßergebnisse sind verkleinert dargestellt, um eine größere Übersicht und Vergleiche zu ermöglichen.
Der Charakter der qualitativen Aussage wird hier in keiner Weise beeinträchtigt.
Die Reihenfolge der Darstellungen entspricht weitgehend dem im Kapitel 'Versuchsdurchführung' aufgezeichneten Vorgehen.

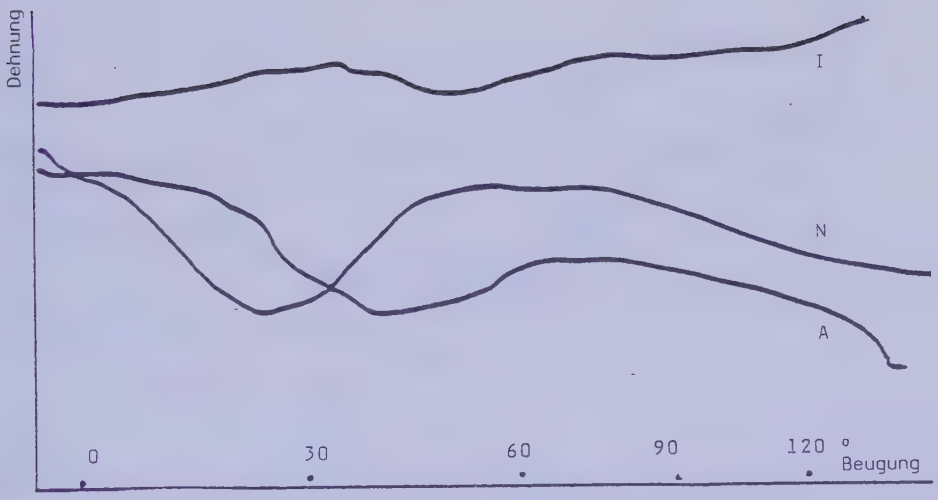


Abb. 24: Knie l, anteromedialer Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

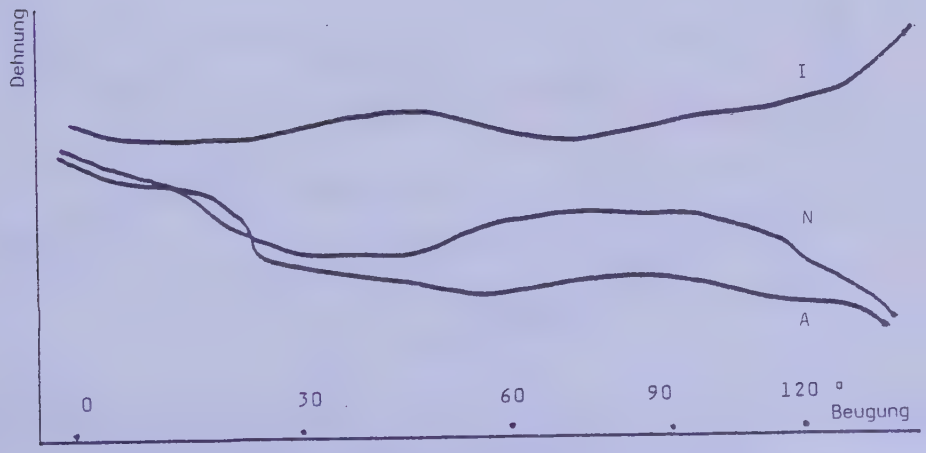


Abb. 25: Knie l, intermedialer Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

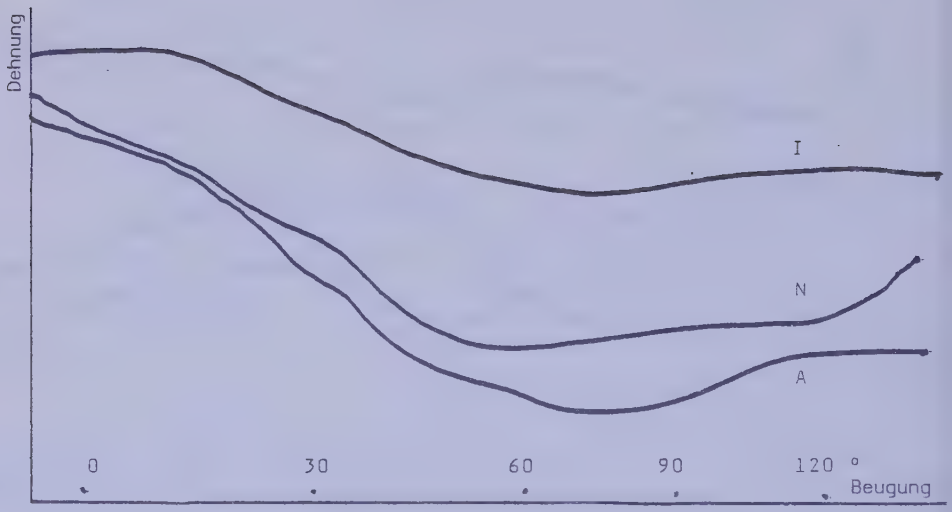


Abb. 26: Knie 1, posterolateraler Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

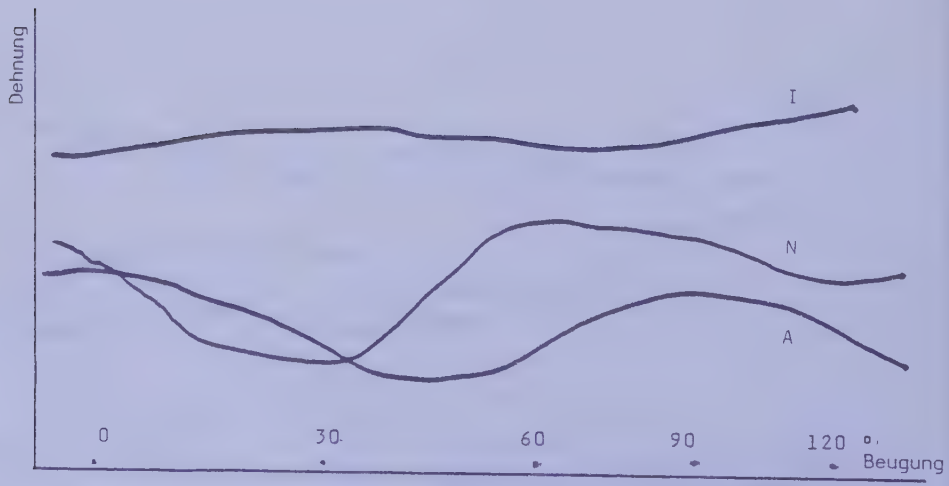


Abb. 27: Knie 2, anteromedialer Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

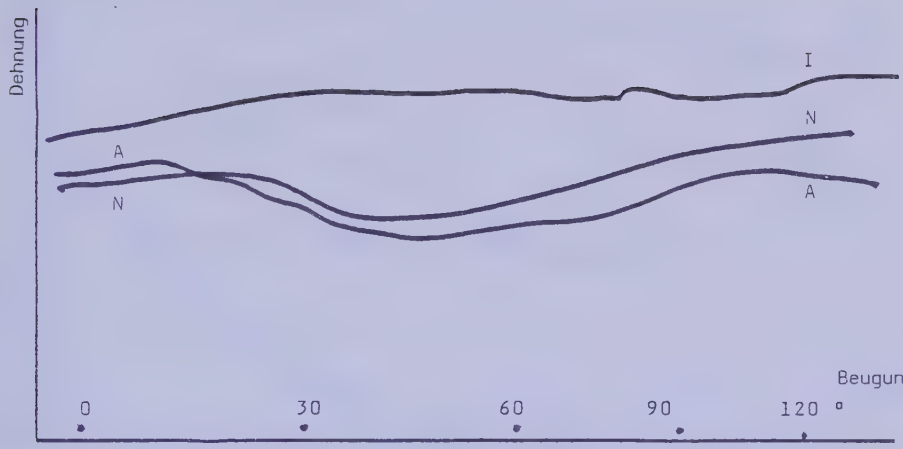


Abb. 28: Knie 2, intermedialer Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

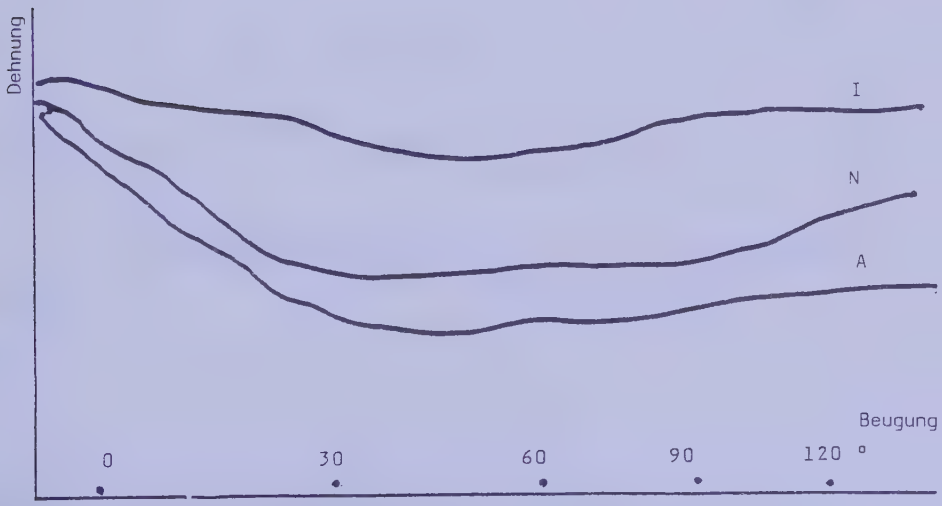


Abb. 29: Knie 2, posterolateraler Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

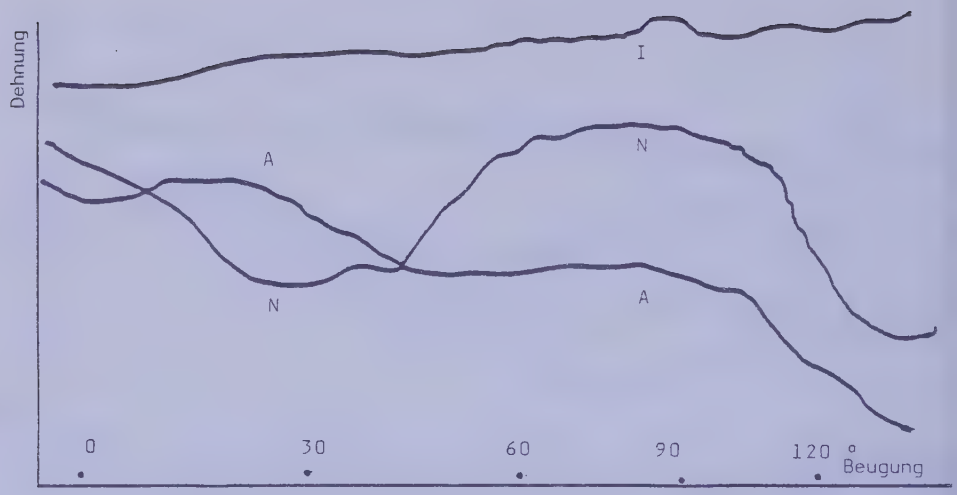


Abb. 30: Knie 3, anteromedialer Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

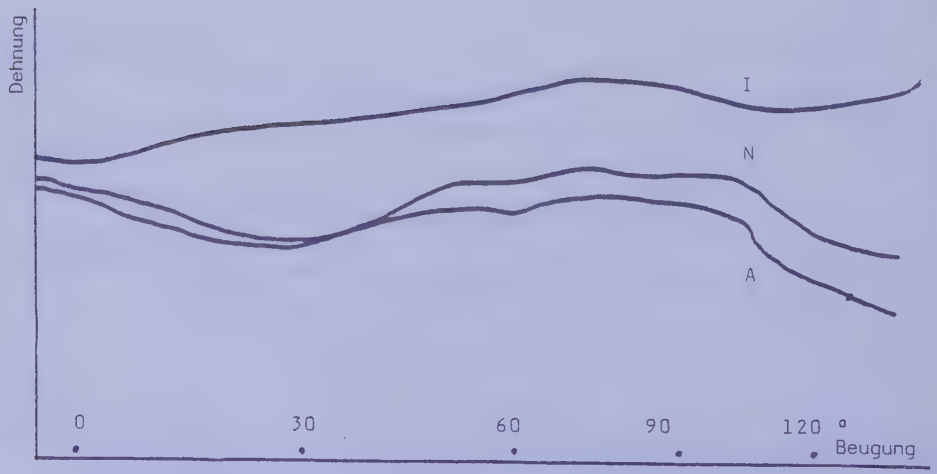


Abb. 31:Knie 3, intermedialer Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

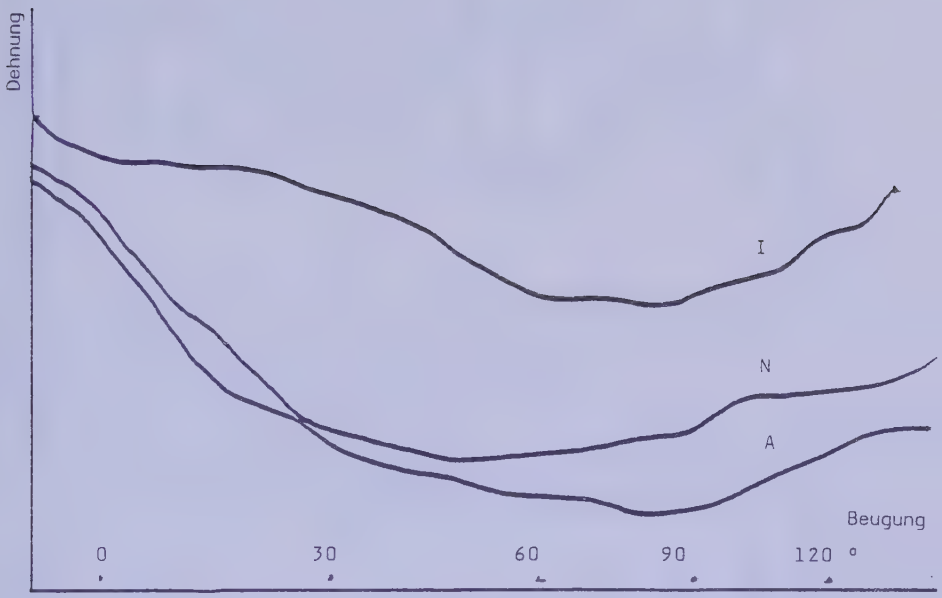


Abb. 32: Knie 3, posterolateraler Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

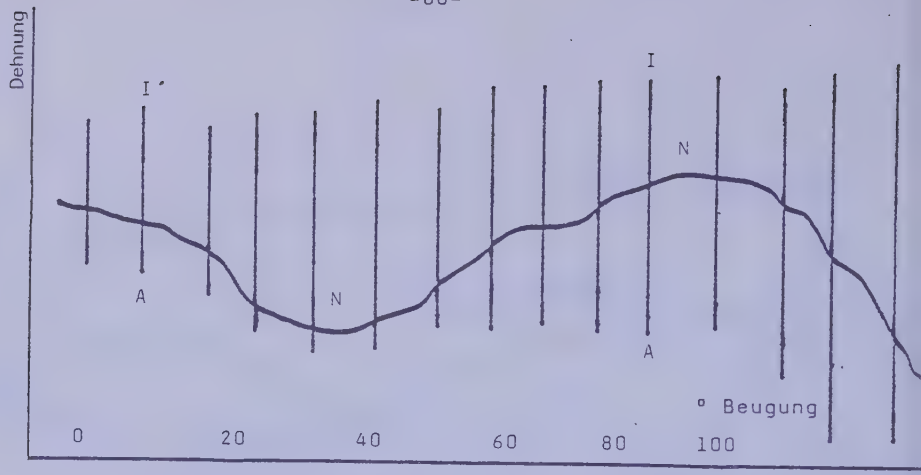


Abb. 33: Knie 3, anteromedialer Anteil des VK bei Neutralrotation (N), y-Auslenkung durch Innen-(I) und Aussenrotation (A) bei Beugung in 10° Schritten

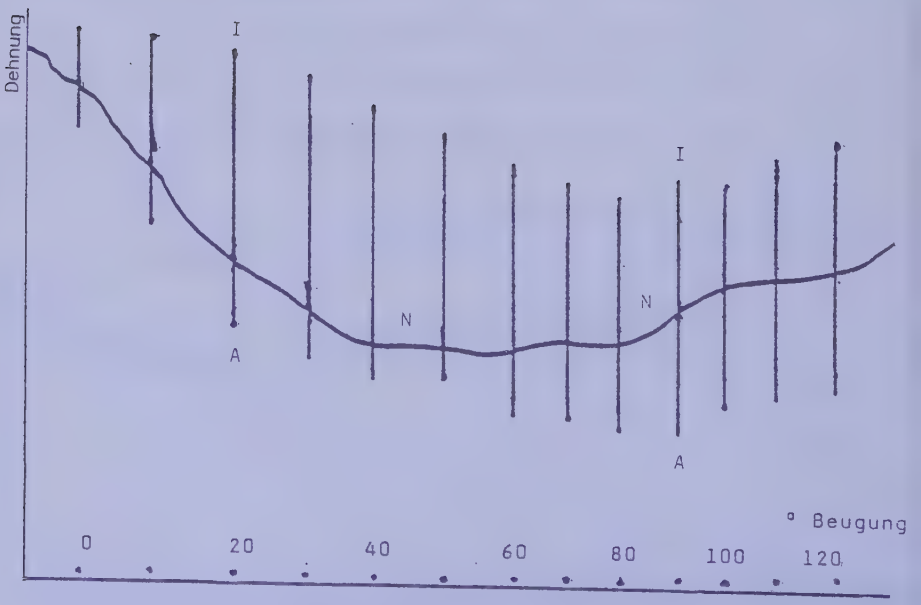


Abb. 34: Knie 3, posterolateraler Anteil des VK bei Neutralrotation (N), y-Auslenkung durch Innen-(I) und Aussenrotation (A) bei Beugung in 10° Schritten

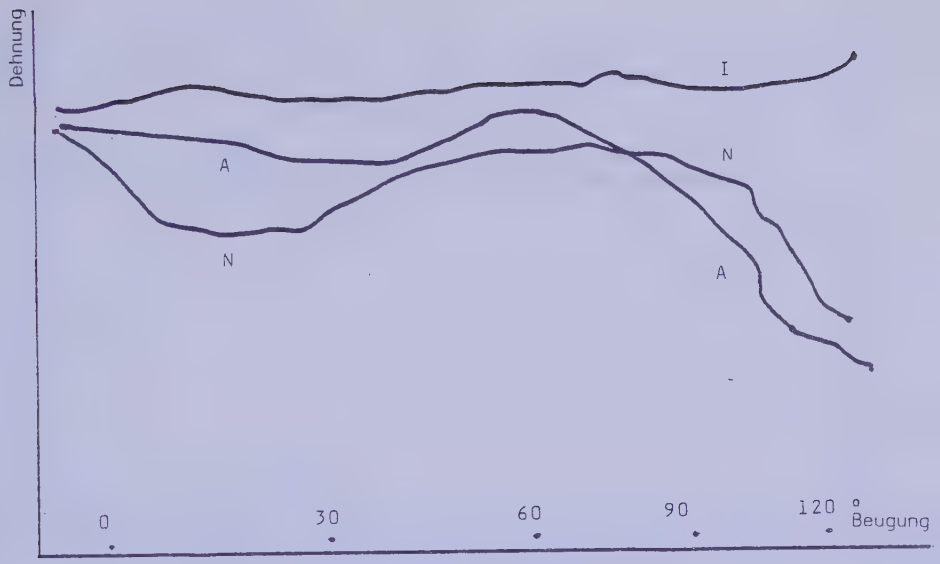


Abb. 35: Knie 4, anteromedialer Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

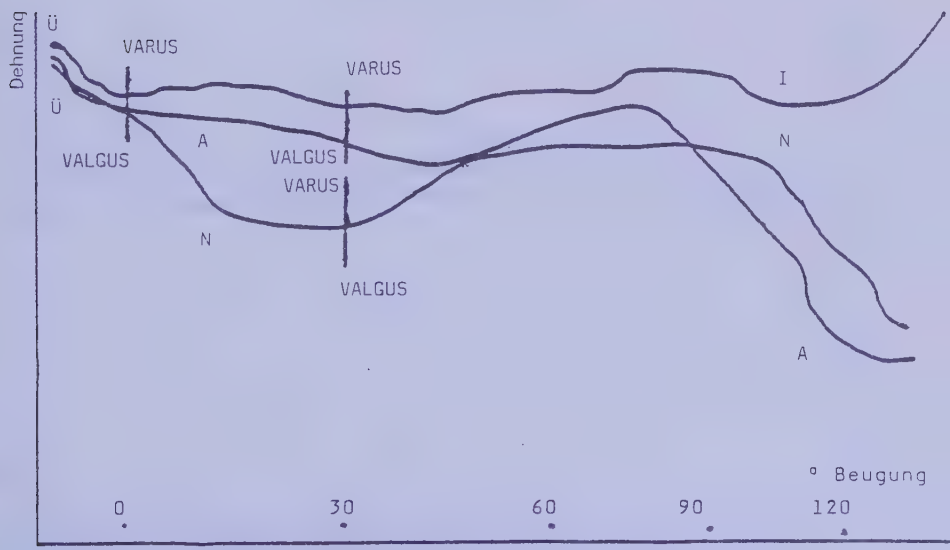


Abb. 36: Knie 4, anteromedialer Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A), Überstreckung (Ü), Varus- und Valgusstreß bei 0° und 30° Beugung in (N), (I), (A).

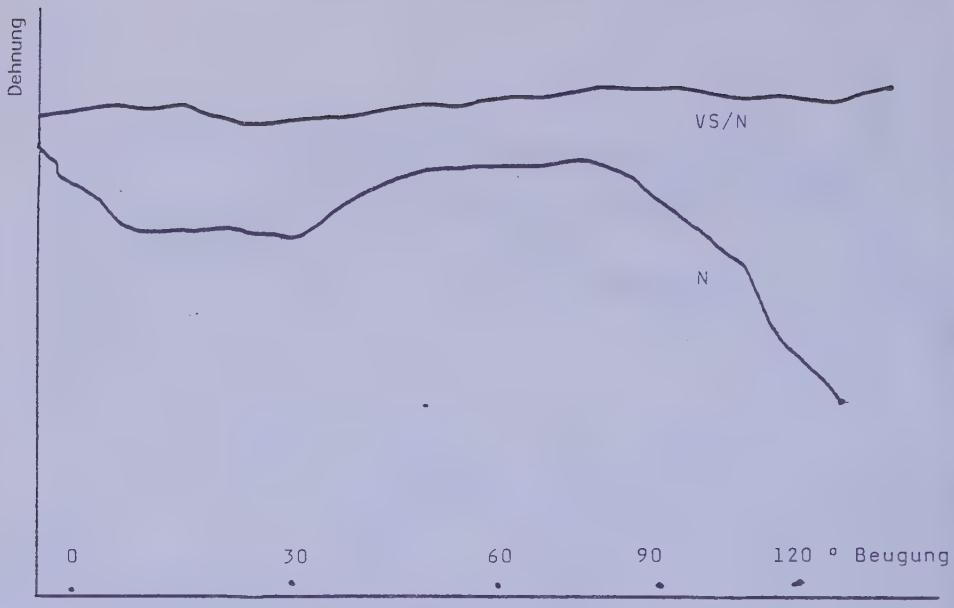


Abb. 37: Knie 4, anteromedialer Anteil des VK bei Neutralrotation (N), vordere Schublade Neutralrotation (VS/N)

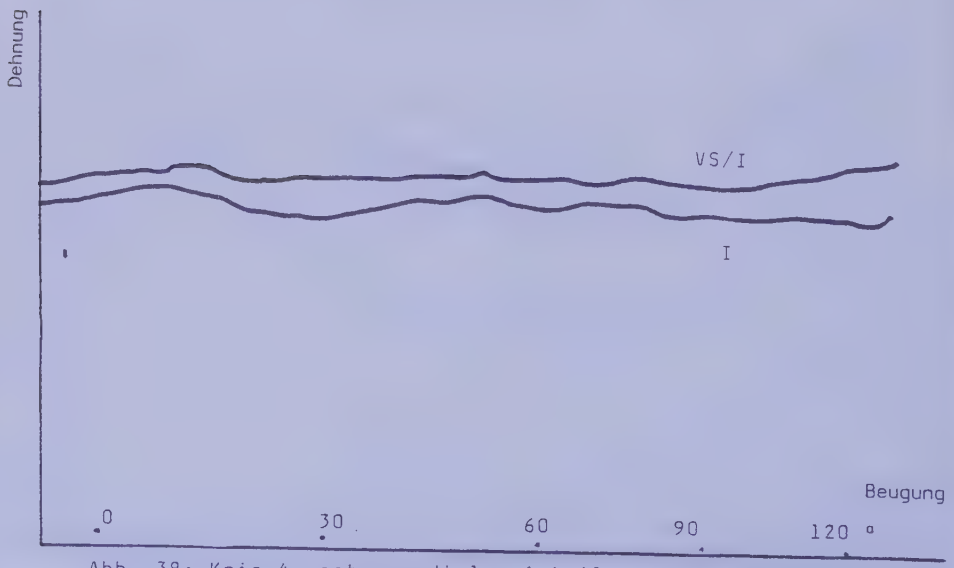


Abb. 38: Knie 4, anteromedialer Anteil des VK bei Innenrotation (I), vordere Schublade bei Innenrotation (VS/I)

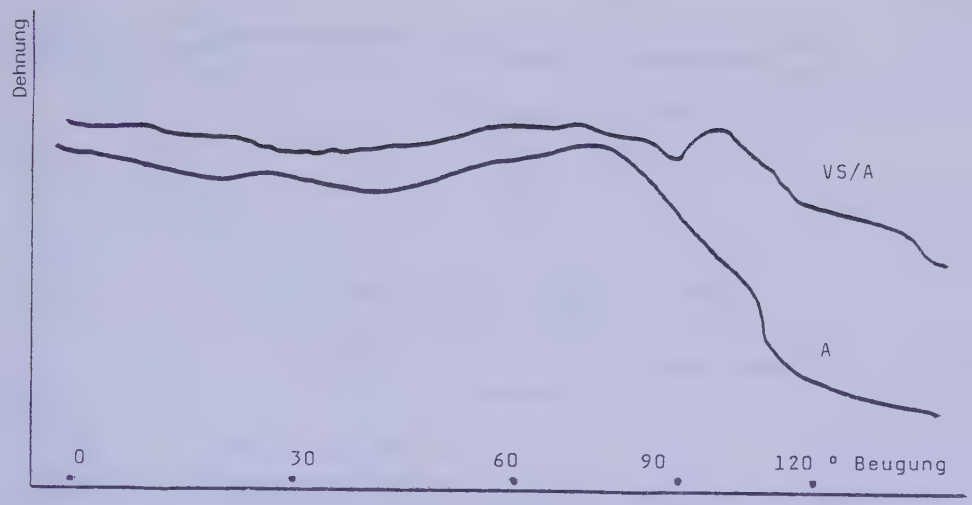


Abb. 39: Knie 4, anteromedialer Anteil des VK bei Außenrotation (A), vordere Schublade bei Außenrotation (VS/A)

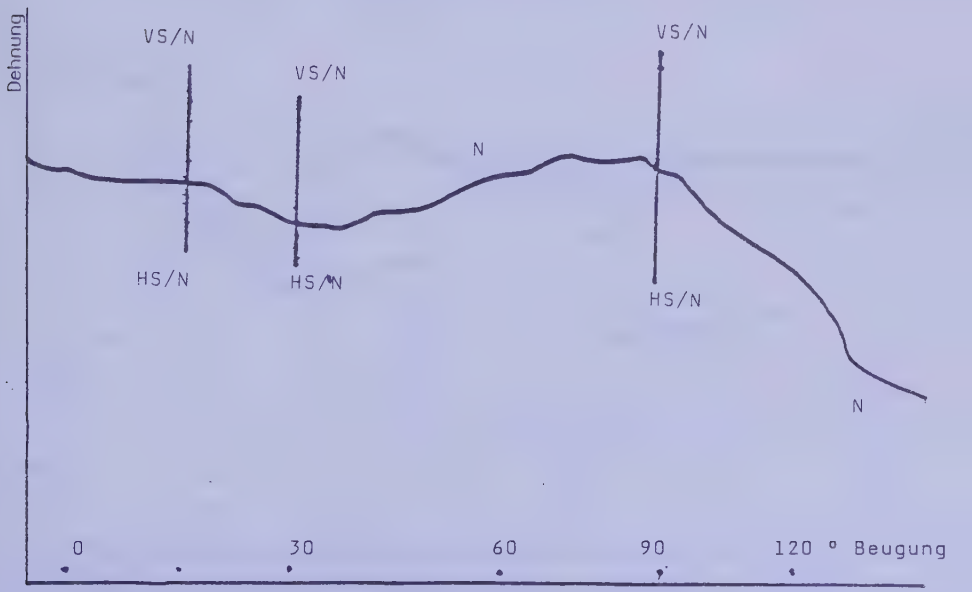


Abb. 40: Knie 4, anteromedialer Anteil des VK bei Neutralrotation (N), y-Auslenkung durch vordere (VS/N) und hintere Schublade (HS/N) bei Neutralrotation und 15°, 30° bzw. 90° Beugung

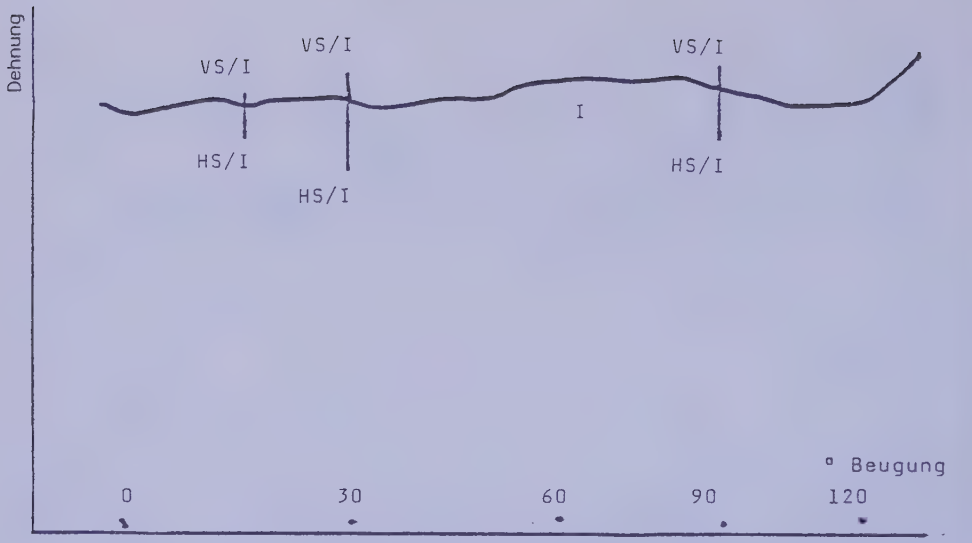


Abb. 41: Knie 4, anteromedialer Anteil des VK bei Innenrotation (I), y-Auslenkung durch vordere (VS/I) und hintere Schublade (HS/I) bei Innenrotation und 15°, 30° bzw. 90° Beugung

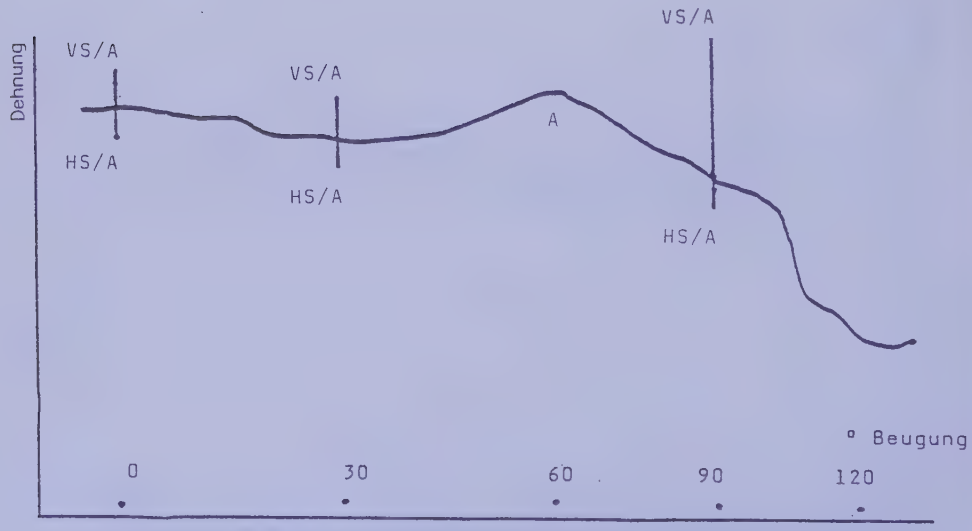


Abb. 42: Knie 4, anteromedialer Anteil des VK bei Außenrotation (A), y-Auslenkung durch vordere (VS/A) und hintere Schublade (HS/A) bei Außenrotation und 0°, 30° bzw. 90° Beugung

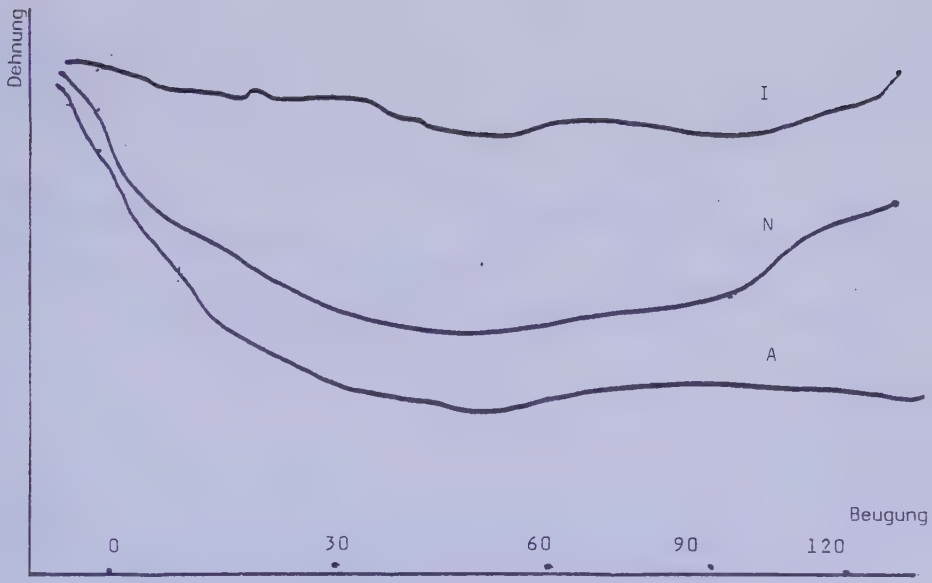


Abb. 43: Knie 4, posterolateraler Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

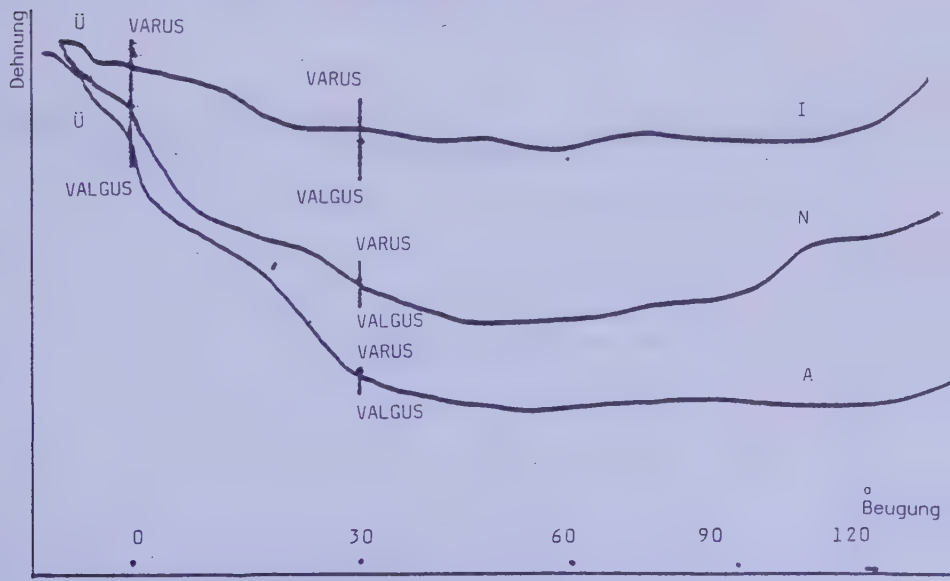


Abb. 44: Knie 4, posterolateraler Anteil des VK in Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A), Überstreckung (Ü), Varus- und Valgusstreß bei 0° und 30° Beugung in (N), (I) und (A)

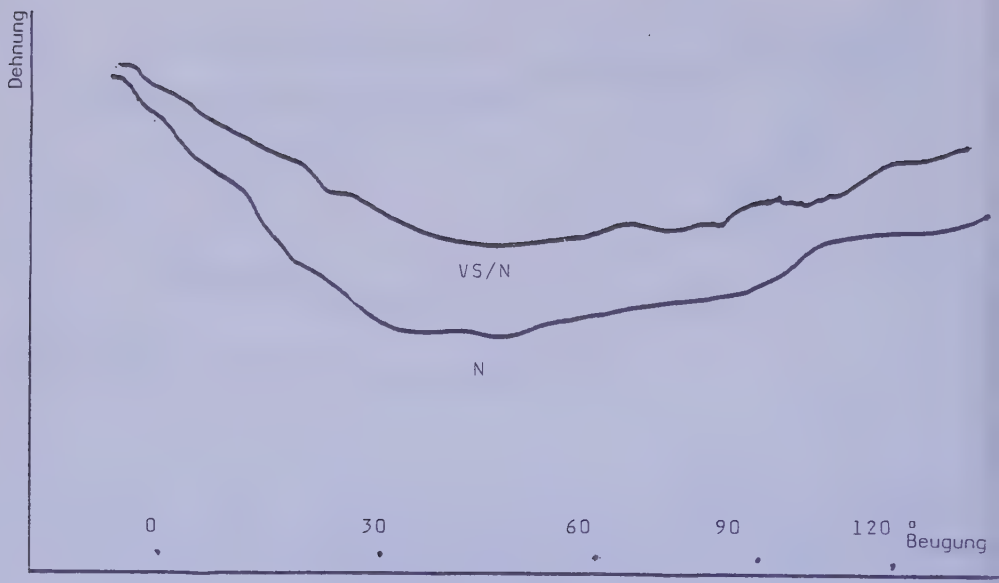


Abb. 45: Knie 4, posterolateraler Anteil des VK bei Neutralrotation (N), vordere Schublade bei Neutralrotation (VS/N)

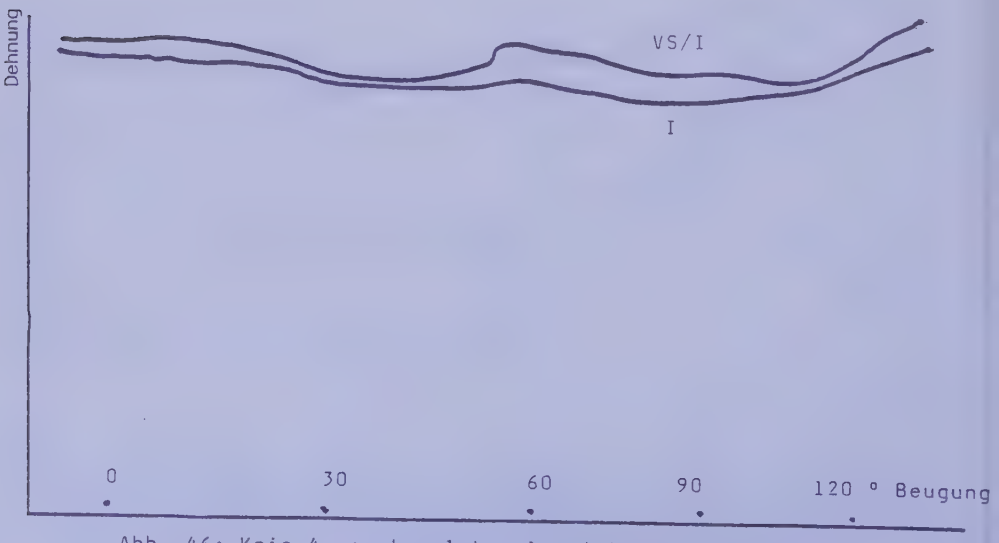


Abb. 46: Knie 4, posterolateraler Anteil des VK bei Innenrotation (I), vordere Schublade bei Innenrotation (VS/I)

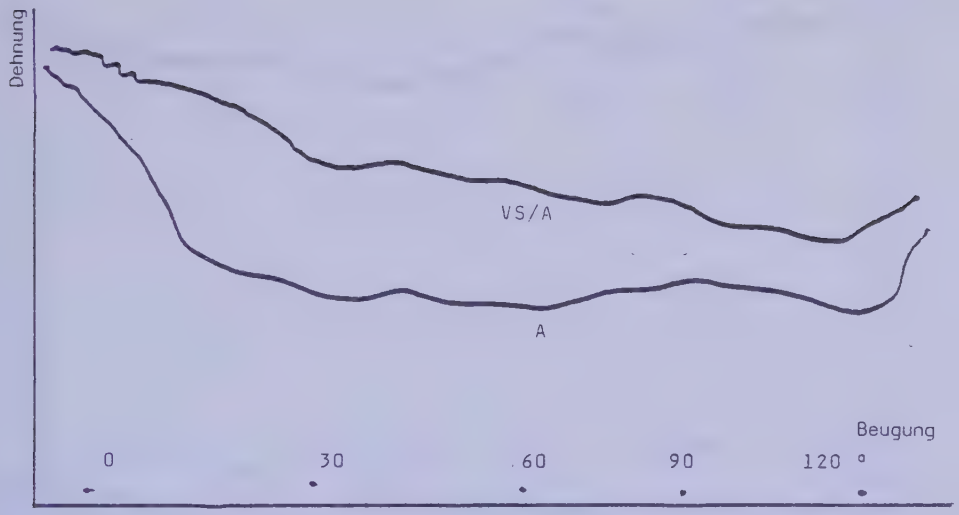


Abb. 47: Knie 4, posterolateraler Anteil des VK bei Außenrotation (A), vordere Schublade bei Außenrotation (VS/A)

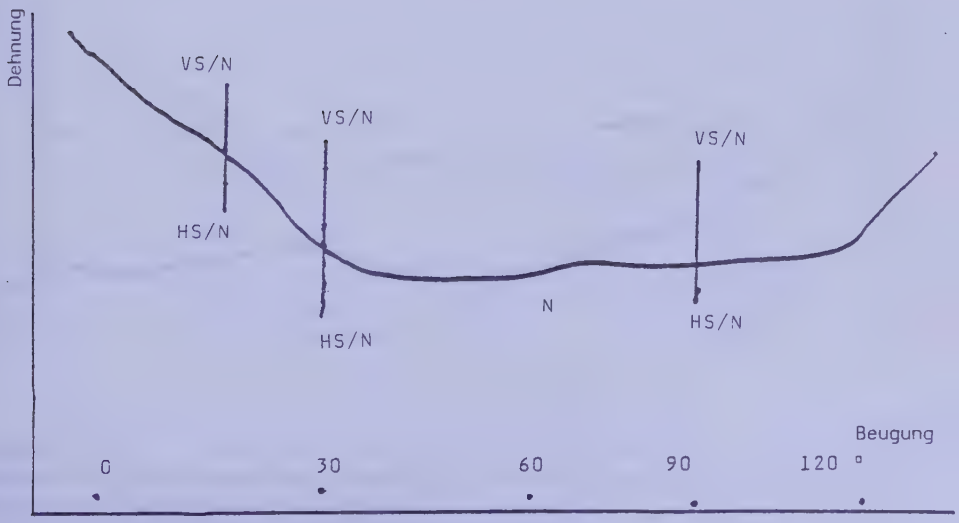


Abb. 48: Knie 4, posterolateraler Anteil des VK bei Neutralrotation, y-Ablenkung durch vordere (VS/N) und hintere Schublade (HS/N) bei Neutralrotation und 15°, 30° bzw. 90° Beugung

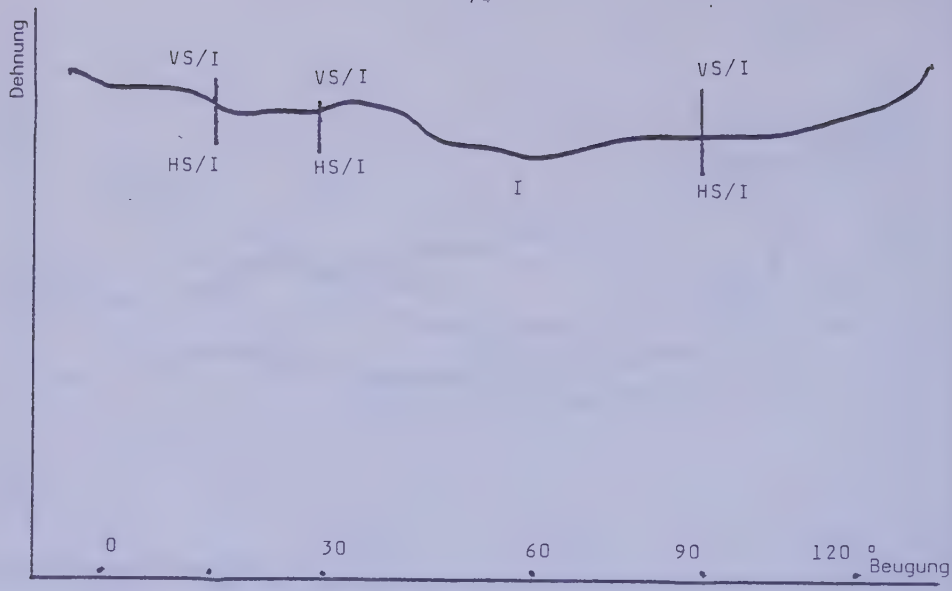


Abb. 49: Knie 4, posterolateraler Anteil des VK bei Innenrotation (I), y-Auslenkung durch (VS/I) und hintere Schublade (HS/I) bei Innenrotation und 15°, 30° bzw. 90° Beugung

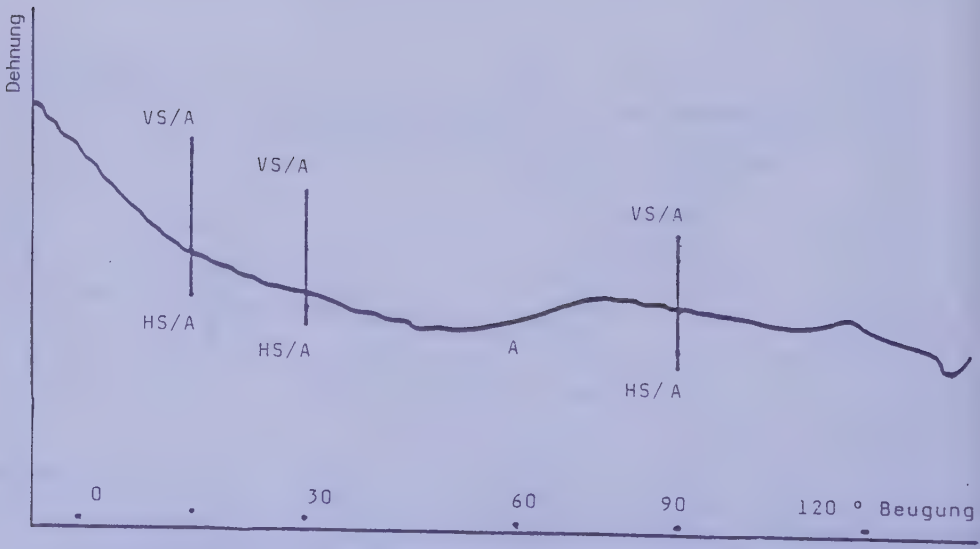


Abb. 50: Knie 4, posterolateraler Anteil des VK bei Außenrotation (A), y-Auslenkung durch vordere (VS/A) und hintere Schublade (HS/A bei Innenrotation und 15°, 30° bzw. 90° Beugung

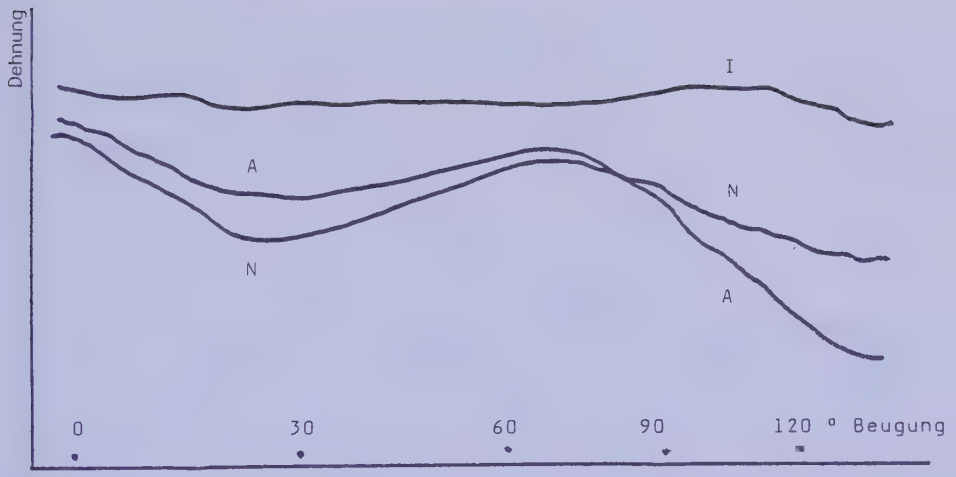


Abb. 51: Knie 4, intermediärer Anteil des VK bei Neutral-(N), Innen-(I) und Außenrotation (A)

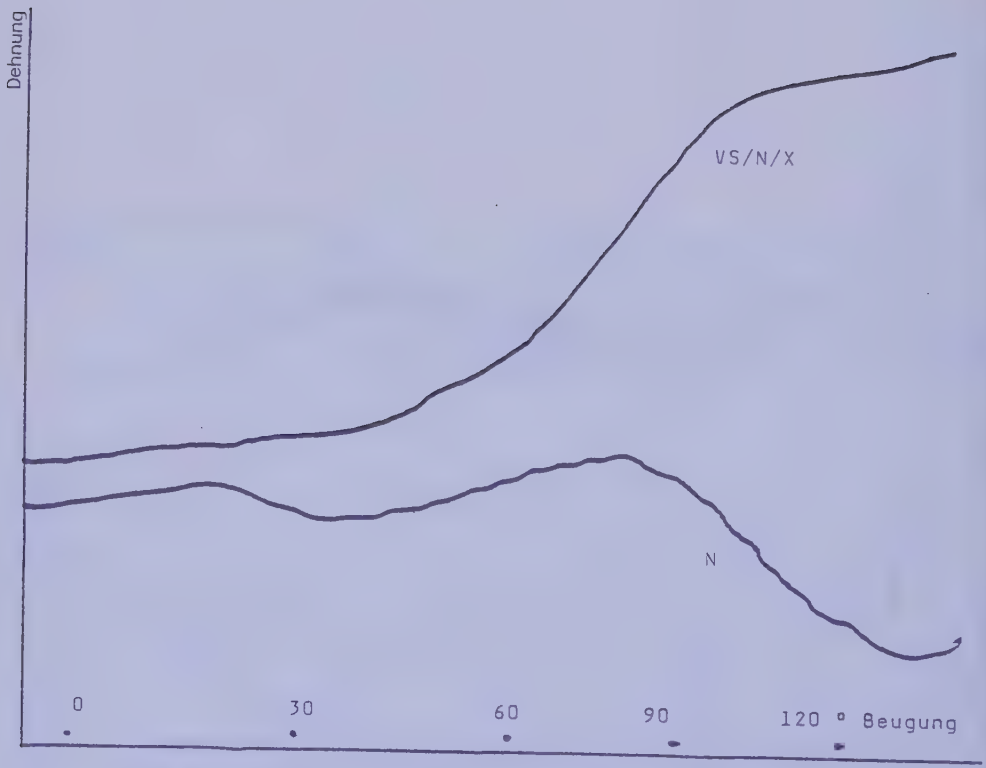


Abb. 52: Knie 4, anteromedialer Anteil des VK bei Neutralrotation (N), vordere Schublade bei Neutralrotation und durchtrenntem VK (VS/N/X)

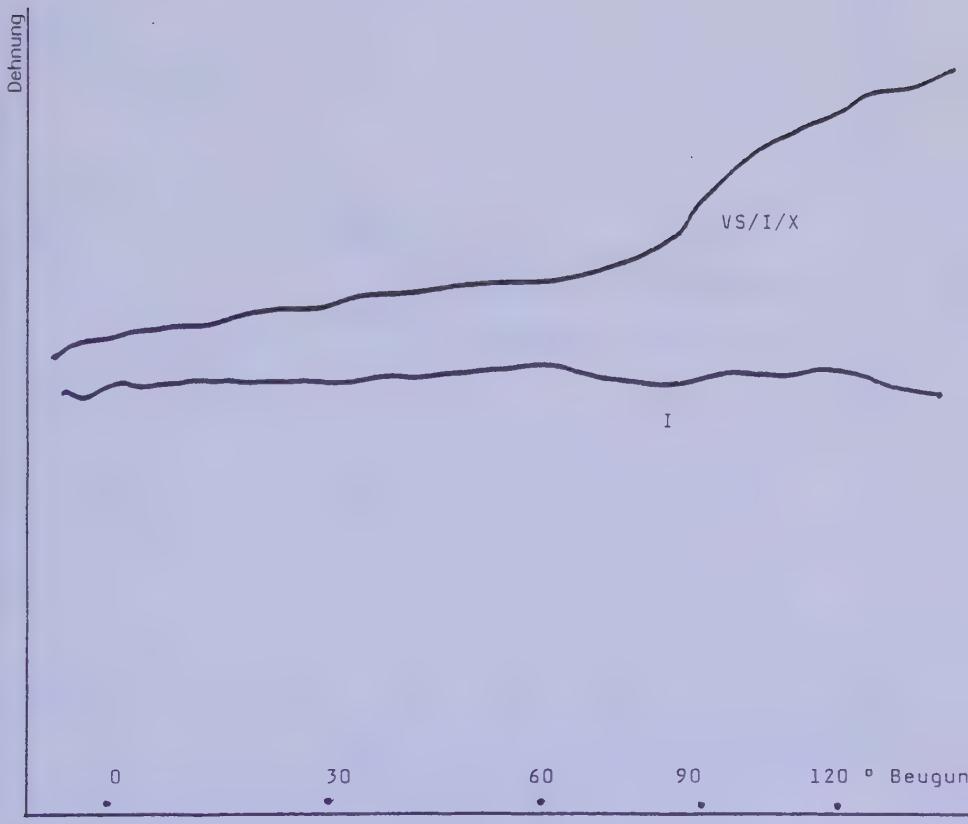


Abb. 53: Knie 4, anteromedialer Anteil des VK bei Innenrotation (I), vordere Schublade bei Innenrotation und durchtrenntem VK (VS/I/X)

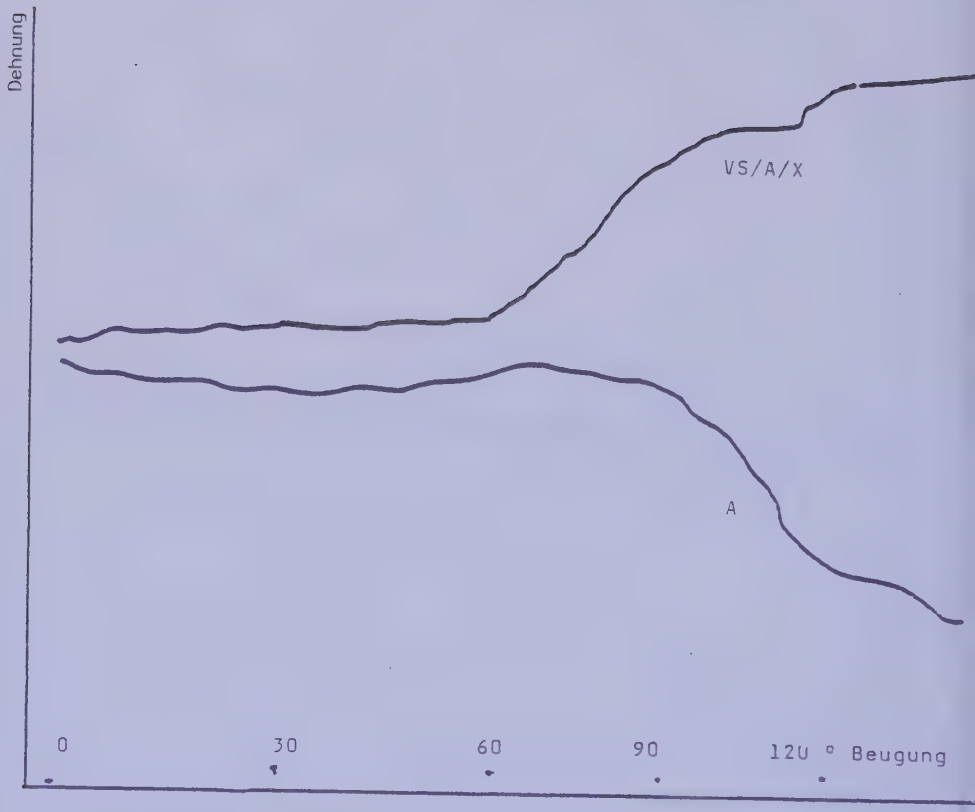


Abb. 54: Knie 4, anteromedialer Anteil des VK bei Außenrotation (A), vordere Schublade bei Außenrotation und durchtrenntem VK (VS/A/X)

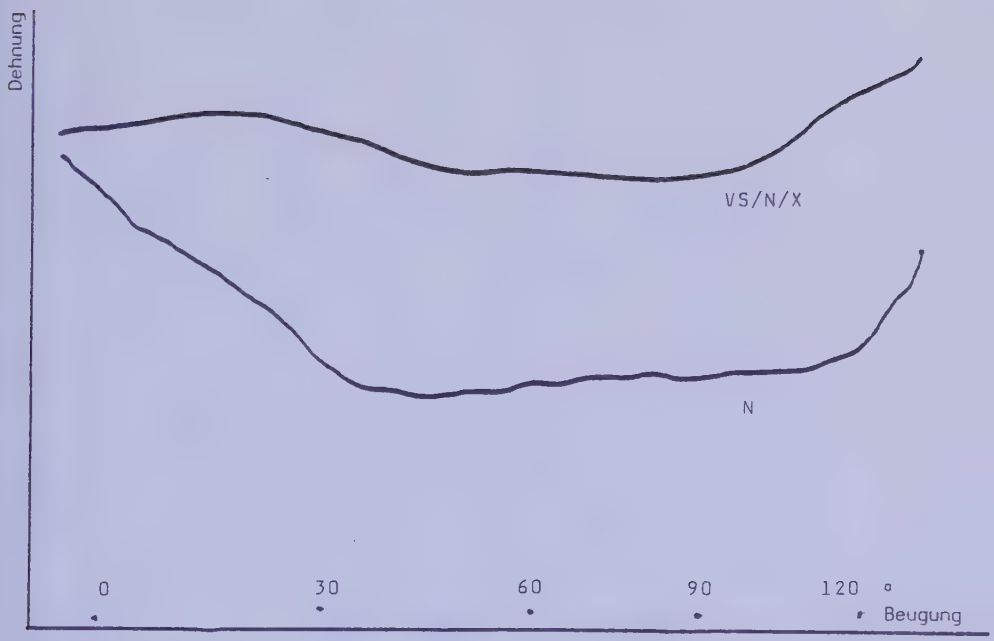


Abb. 55: Knie 4, posterolateraler Anteil des VK bei Neutralrotation (N), vordere Schublade bei Neutralrotation und durchtrenntem VK (VS/N/X)

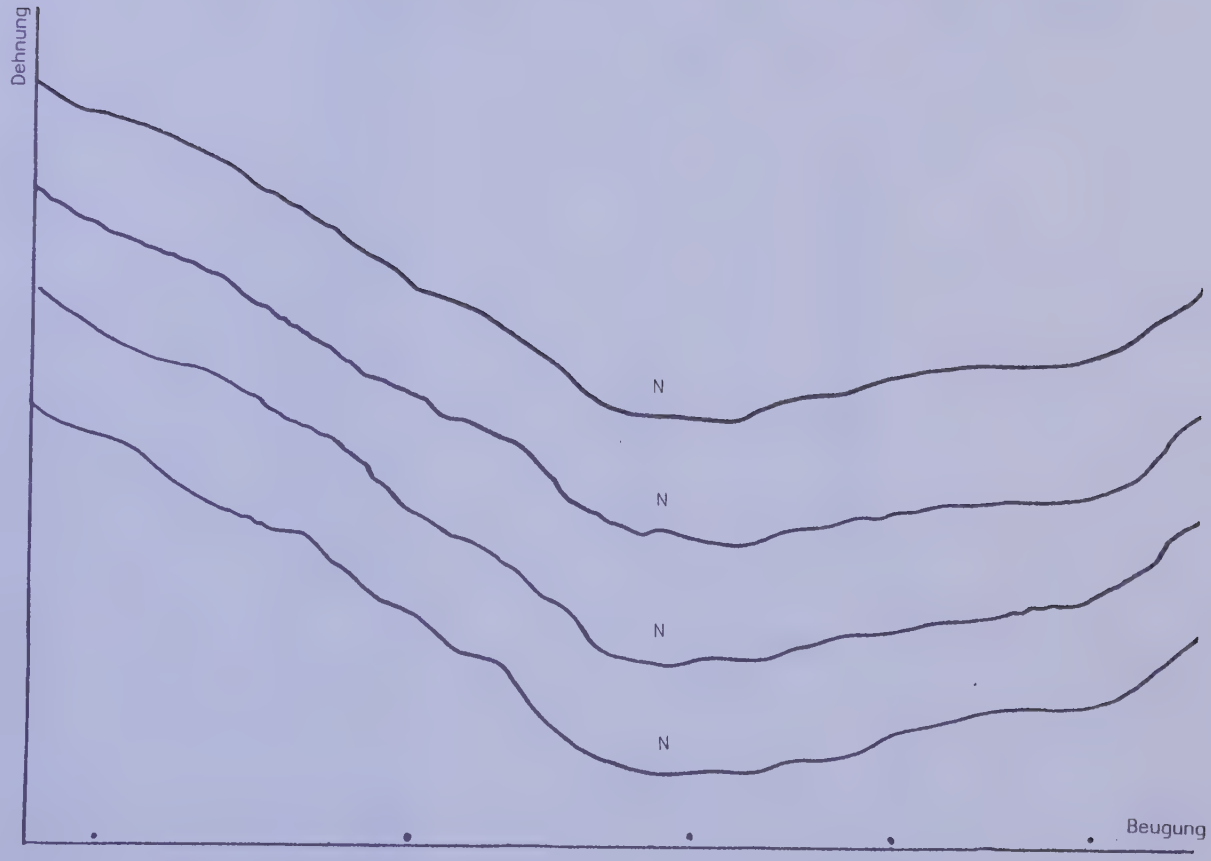


Abb. 56 Knie l, posterolateraler Anteil des VK in Neutralrotation bei verschobenem Nullpunkt der y-Achse
(Demonstration der Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse)

Teil V Meßergebnisse und Diskussion

1. Anteromedialer Anteil des vorderen Kreuzbandes

In neutraler Stellung (0-Rotation) zeigen sich bei etwa 30° Beugung und bei Beugung über 120° Lockerungsmaxima, wobei bei Überstreckung und im Bereich 60° - 90° Beugestellung die Anspannung maximal ist (Abb. 35 und 36).

Sowohl Innenrotation als auch vordere Schubladenbelastung (VSL) führen über den gesamten Verlauf zu einer deutlichen Spannungszunahme, wobei die Kombination Innenrotation (I-Rot) und VSL gegenüber den einzelnen durchgeführeten Aktionen (VSL oder I-Rot.) nur geringe Differenzen zeigt (Abb. 37 und 38).

Die Außenrotation (A-Rot) führt im Bereich 10° - 40° Beugung zu einer geringen Zunahme der Spannung gegenüber der Normalstellung, während sich im übrigen Bereich (über 40° Beugung) eine deutliche Lockerung ergibt (Abb. 29, 32, 35).

Bei vorderer Schubladenbelastung (VSL) und Außenrotation zeigt sich gegenüber der isolierten Außenrotation eine geringe Spannungszunahme im Bereich bis 90° und eine deutliche Zunahme bei Beugestellung über 90° (Abb. 39 und 42).

Grundsätzlich bringt die vordere Schublade in allen drei Rotationstellungen (I-Rot, A-Rot,0-Rot) eine deutliche Spannungszunahme, wobei die Spannung bei kombinierter Innenrotation und VSL maximal ist.

Überstreckung zeigt in allen Rotationsstellungen Spannungsmaxima (Abb. 41).

Valgusstreß führt in allen Rotationsstellungen zu geringer Bandlockerung, während Varusstreß die Spannung geringfügig erhöht (Abb. 36).

2. Posterolateraler Anteil des vorderen Kreuzbandes

In neutraler Stellung (0-Rot) ist der posterolaterale Anteil in 0° und 120° Beugung maximal gespannt, bei Beugung nimmt die Spannung zwischen 0° und 50° kontinuierlich bis zu einem Minimum ab, um dann ebenfalls kontinuierlich bis 120° wieder zuzunehmen. Insgesamt läßt sich im Bereich von 30° - 90° eine Bandlockerung erkennen (Abb. 43).

Sowohl Innenrotation als auch vordere Schublade zeigen auch hier über den gesamten Bereich der Beugung eine deutliche Spannungszunahme, wobei es bei isoliert ausgeführter VSL in Neutralstellung durch zusätzlich ausgeführter Innenrotation nicht zu einer wesentlichen Spannungszunahme kommt (Abb 45 und 46).

Die Außenrotation bewirkt bei Beugung über 10° bis über 120° gegenüber der Neutralstellung eine deutliche Bandlockerung (Abb. 43). Bei Kombination von VSL und A-Rot zeigt sich eine Zunahme der Spannung gegenüber der isolierten Außenrotation, jedoch liegt die Anspannung nicht wesentlich über der in Neutralstellung ohne Schublade (Abb. 47 und 48).

Die vordere Schublade bringt in Neutralstellung deutliche Anspannung des Kreuzbandes (Abb. 45), wobei die hintere Schublade in allen drei Rotationsstellungen zu einer geringen Lockerung führt (Abb. 48 - 50).

Überstreckung verstärkt die Anspannung des posterolateralen Anteils sowohl in Neutral- als auch in Rotationsstellung, auch bei Beugung über 120° nimmt die Spannung zu (Abb. 44).

Valgusstreß bringt auch hier in allen Fällen eine geringe Abnahme der augenblicklichen Spannung, während Varusstreß zur Spannungszunahme führt (Abb. 44).

3. Diskussion

Mit den hier durchgeführten Messungen sollte das Verhalten des vorderen Kreuzbandes untersucht werden.

Ebenso wie andere Autoren können und wollen wir weder Anspruch auf Vollständigkeit erheben, noch sollten die Ergebnisse dieser Untersuchung unkritisch in den klinischen Bereich übertragen werden.

Wir haben uns dennoch bemüht, eine Meßeinrichtung zu erstellen, die es erlaubt, möglichst klinikgetreue, reproduzierbare Untersuchungen mit relativ geringem Aufwand durchzuführen.

Die hier gezeigte Meßeinrichtung läßt sich nach entsprechender Abwandlung und Präparation ebenso zur Untersuchung der weiteren Kniegelenksbänder (z.B. hinteres Kreuzband), sowie der Bänder anderer Gelenke benutzen.

Wesentliche Faktoren, die dem Experiment fehlen, sind Muskeltonus und Muskelkontraktion. Betrachtet man jedoch die klinische Untersuchung am narkotisierten Patienten, bei der diese Einflüsse auch weitgehend ausgeschaltet sind, so erhält man durch derartige Experimente eine hinreichend verwertbare Aussage.

Der Vorteil dieser Untersuchungen besteht in der Möglichkeit der axialen Belastung, sowie Berücksichtigung der seitlichen Belastungskomponenten bei Valgus- und Varusstreß.

Im folgenden sollen die Meßergebnisse mit den Ergebnissen anderer Autoren verglichen werden:

Anteromedialer Anteil

In neutraler Rotation zeigen sich bei unseren Untersuchungen (Abb. 35 und 37) Lockerungsmaxima bei etwa 30° Beugung und bei 120°. Diese Ergebnisse zeigen eine gute Übereinstimmung mit den Meßwerten von HERTEL, der darüber hinaus eine Zunahme der Bandspannung zwischen 70° und 100° Beugung beschreibt. Bei unseren Messungen zeigten sich bei Überstreckung und Beugung zwischen 60° und 90° Spannungsmaxima.

Auch SCHULITZ beschreibt eine Spannungszunahme bei 90° und SLOCUM eine Anspannung in Beugestellung.

BRANTIGAN und VOSSHELL beobachteten hingegen eine Anspannung während der gesamten Beugung.

V. LANZ und WACHSMUTH behaupten, der anteromediale Anteil sei in Streckstellung gespannt und in Beugung locker, HUGHSTON und Mitarbeiter sprechen gar von einer vollständigen Lockerung.

Innenrotation und vordere Schublade führen zu einer deutlichen Spannungszunahme, wobei die Kombination der beiden nur leichte Differenzen zu den Ergebnissen der Einzelbeobachtungen zeigten (Abb. 37 und 38).

HERTEL beobachtete hier einmal eine Anspannung über den gesamten Bewegungsablauf zwischen 20° und 140° Beugung, in einer zweiten Versuchsanordnung zeigt sich jedoch eine straffe Spannung bis ca. 100° und eine gewisse Lockerung bis zur maximalen Beugung (110°-150°).

Auch SCHULITZ beschreibt bei I-Rot und VSL eine Spannungszunahme, die bei VSL deutlicher zum Ausdruck kommt.

Hingegen beschreiben GIRGIS und Mitarbeiter Lockerung des vorderen Kreuzbandes bei Innenrotation und in 120° Beugestellung.

Die Außenrotation führt zur Spannungszunahme zwischen 10° und 40° Beugung, während sich im übrigen Bereich eine deutliche Lockerung ergibt.

VSL und A-Rot kombiniert zeigen gegenüber der isolierten Außenrotation geringe Spannungszunahme im Bereich bis 90°, die bei Beugung über 90° deutlicher wird (Abb. 39 und 42).

HERTEL beobachtete einmal eine deutliche Abnahme der Bandspannung ab 20°, eine leichte Zunahme in 70° - 80° Beugung, in einer anderen Versuchsanordnung eine verstärkte Bandspannung zwischen 40° und 140°.

SCHULITZ beobachtete eine leichte Zunahme der Bandspannung bei Streckstellung und deutliche Lockerung bei 90° Beugestellung.

Überstreckung zeigt in allen Rotationsstellungen übereinstimmend mit HERTEL Spannungsmaxima (größer als in Überbeugung).

Auch SCHULITZ erhielt bei Außenrotation eine Zunahme der Bandspannung des vorderen Kreuzbandes (am. Anteil).

Posterolateraler Anteil

In neutraler Rotation zeigt sich maximale Anspannung bei 0° und 120°, Abnahme der Spannung von 0° - 50° (Minimum) und Zunahme bis 120°, sowie Bandlockerung zwischen 30° und 90° (Abb. 48).

HERTEL beobachtete einen schnellen Spannungsverlust bis 10° Beugung, zwischen 40° und 140° eine leicht zunehmende plateauförmige Bandlockerung.

SCHULITZ erhielt eine Bandlockerung ab 15° bis 60° mit fast unveränderter Lockerung bis zur Überstrekkung.

Innenrotation und VSL zeigen bei unseren Untersuchungen deutliche Spannungszunahme ohne Erhöhung bei kombinierter Belastung (I-Rot und VSL).

HERTEL beschreibt hierbei eine deutliche Zunahme der Bandspannung bei I-Rot in Streckstellung, mehr als bei A-Rot und in 90° Beugung, geringer als bei VSL-Belastung.

Die Außenrotation zeigt Bandlockerung von 10° bis 120° gegenüber der Neutralstellung (Abb. 43), bei VSL und Außenrotation zeigt sich eine Zunahme der Bandspannung, jedoch nicht deutlich größer als bei VSL in Neutralstellung (Abb. 45 und 47).

Auch HERTEL beschreibt eine deutliche Bandlockerung durch A-Rot, wobei er einen nahezu identischen Verlauf bei Neutralstellung, A-Rot und hinterer Schublade beschreibt.
Die Messungen von SCHULITZ ergaben leichte Spannungszunahme in Streckstellung und deutliche Spannungsabnahme in 90° Beugung (deutlicher als HSL-Belastung).

Bei unseren Messungen zeigten sich ebenfalls Lockerungen bei HSL-Belastungen in allen drei Rotationsstellungen (Abb. 48 - 50).

Bei Überstreckung zeigte sich Anspannung in Neutral- wie Rotationsstellung, auch bei Beugung über 120° nimmt die Spannung zu (geringer als bei Überbeugung).

HERTEL erhielt auch hier ähnliche Ergebnisse. V. LANZ und WACHSMUTH beschreiben Lockerung des posterolateralen Anteils bei Streckung und Anspannung in Beugestellung.

SCHULITZ zeigte in seinen Messungen bei Überstreckung sowohl beim anteromedialen als auch beim posterolateralen Anteil eine Spannungszunahme, die beim posterolateralen Anteil etwas deutlicher war.

Über den intermediären Anteil liegen bisher keine Untersuchungsergebnisse anderer Autoren vor.

Die hier durchgeführten Untersuchungen belegen einmal mehr die zentrale Stellung des vorderen Kreuzbandes als Stabilisator des Kniegelenkes.

In nahezu allen Bewegungsabläufen, vor allem aber Innenrotation, Außenrotation, VSL, Valgus- und Varusstreß, sowie Überstreckung mag die vorhandene Anspannung des Kreuzbandes die Wichtigkeit dieses Stabilisators 1. Ordnung unterstreichen.

Umso wichtiger erscheint es, den anatomisch-physiologischen Gegebenheiten sowohl im Rahmen der klinischen Diagnostik als auch beim therapeutischen Vorgehen Rechnung zu tragen.

Es zeigt sich in den wesentlichen Punkten eine gute Übereinstimmung mit den Ergebnissen aus Untersuchungen von HERTEL und SCHULITZ.

Unterschiede, die sich vor allem zwischen HERTELs Ergebnissen und den Ergebnissen dieser hier gezeigten Untersuchungen ergeben, sind möglicherweise darauf zurückzuführen, daß HERTEL Muskeln und Kapselanteile der Kniegelenke entfernt und somit Einfluß auf die anatomischen Verhältnisse genommen hat.

Unseres Erachtens läßt sich selbst bei genauer Berechnung der Evolventenbewegung des Femur und der Imitation im Modell (bei fest eingespannter Tibia) die natürliche Bewegung bei passiver Beugung und Streckung schlecht simulieren.

Auch SCHULITZ hat bei seinen Untersuchungen die Kniegelenke bis auf Cutis und Subcutis in ihren anatomischen Strukturen belassen (Meniscen, hintere Kapsel etc), und es zeigt sich hier eine größere Übereinstimmung mit den Ergebnissen unserer Messungen.

Zusammenfassend kann man jedoch sagen, daß die hier gezeigten Meßergebnisse sowohl mit denen durch SCHULITZ sowie HERTEL ermittelten Ergebnissen weitgehend übereinstimmen. Dies gilt insbesondere für das Verhalten des vorderen Kreuzbandes bei Streckung, Beugung, Innenrotation, Außenrotation und vorderer Schubladenbelastung.

Zur Messung der Instabilitäten nach isolierten Bandrupturen müssen offenbar weniger empfindliche Meßeinrichtungen verwendet werden als DMS, da diese bei der hierbei entstehenden Beweglichkeit der Gelenkteile leichte Störungen aufweisen.

Es ist jedoch sicherlich möglich, durch die Wahl anderer Meßstreifen sowie leichte Abwandlung der Meßeinrichtung auch hier auswertbare Ergebnisse zu erzielen.

Teil VI LITERATURVERZEICHNIS

1.) ABBOTT LC, SAUNDERS IB, BOST FC, ANDERSON CE: Injuries of the ligament of the knee joint J Bone Joint Surg 26: 503-521 (1944)

2.) ARTMANN M, WIRTH CJ: Untersuchung über den funktionsgerechten Verlauf der vorderen Kreuzbandplastik Z Orthop 12: 160-165 (1974)

3.) AUGUSTINE RW: The unstable knee Am J Surg 92: 320-388 (1956)

4.) BAUMGARTL F: Das Kniegelenk Springer, Berlin

5.) BURRI C, HELBING G, RUTER A: Die Behandlung der posttraumatischen Bandstabilität am Kniegelenk Orthopäde 3: 184-192 (1974)

6.) BÖHLER J: Die operative Behandlung der frischen Seitenbandrisse des Knies Arch Orthop Unfallchir 4: 4 93-102 (1953)

7.) BRANTIGAN OC, VOSSHELL AF: The mechanics of the ligaments and menisci of the joint J Bone Joint Surg 23: 44-46 (1941)

8.) CASTAING WC, BURDING P, MOUGIN M: Les conditions de la stabilité passive de genon Rev Chir Orthop 58: 54-48 (1972)

9.) COWAN DJ: Reconstruction of the anterior cruciate ligament by the method of K JONES Proc R Soc Med 58: 336-338 (1965)

10.) DETENBECK LC: Function of the cruciament ligaments in knee stability J Sports Med: 217-221 (1974)

11.) EDWARDS RG, LAFFERTY JF, LANGE KO: Ligament strain in the human knee joint J Basic Eng 92: 131-136 (1970)

12.) ENGIN AE, KORDE MS: Biomechanics of normal and abnormal knee joint J Biomech 7: 325-334 (1974)

13.) FICK R: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln. Dritter Teil: Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik Fischer, Jena (1911)

14.) FOHLER N, SCHOBERT H: Ätiologie und Symptomatik der Kreuzbandruptur im Leistungssport Med Klinik 68 1736-1748 (1973)

15.) FRANKE K: Traumatologie des Sports Thieme, Stuttgart (1980)

16.) FRANKEL VH: Biomechamics of the knee Orth Clin North Am 2: 175-190 (1971)

17.) FURMAN W, MARSHALL JL, GURGIS FG: The anterior cruciate ligament J Bone Joint Surg 58A: 179-189 (1976)

18.) GALLWAY RD, BEAUPRE A, McINTOSH DL: Pivot shift: a clinical sign of symptomatic anterior cruciate insufficienty J Bone Surg/Br/54: 763-764 (1972)

19.) GIRGIS FG, MARSHALL JL, AL MONAJEM ARS: The cruciate ligaments of the knee joint Clin Orthop 106: 216-231 (1975)

20.) GLOGOWSKI G, WEINZIRL R: Experimentelle Untersuchungen zur Verwendung der Semitendinosus- und Crucialissehne für die Kreuzbandersatzoperation Arch orthop Unfall Chir 66: 133-137 (1966)

21.) GRANT JCB, BASMAJIAN JV: Grant´s method of anatomy Williams and Williams, Baltimore (1965)

22.) HACKENBRUCH W, KARPF PM: Aktuelle Kniegelenksdiagnostik Fortschritte Med 96: 147-166 (1978)

23.) HACKENBRUCH W, HENCHE HR, KENTSCH: Arthroskopische Nachuntersuchungen bei primärer Kreuzbandnaht und Kreuzbandplastik. In: Jäger M et al: Berichtsband des III. Münchener Symposions für experimentelle Orthopädie 1981. Thieme, Stuttgart 1981

24.) HERTEL P, SCHWEIBERER L: Biomechanik und Pathophysiologie des Kniebandapparates Hefte Unfallheilkunde 125: 1-16 (1975)

25.) HERTEL P: Verletzung und Spannung von Kniebändern Hefte Unfallheilkunde 142: 1-94 (1980)

26.) HUGHSTON JC, ANDREWS JR, CROSS MJ, MOSCHI A: Classification of knee ligament instabilities J Bone Joint Surg 58 A: 159-179 (1976)

27.) HUSON A: Biomechanische Probleme des Kniegelenks Der Orthopäde 3: 119-125 (1974)

28.) JAKOB RP, NOESBERGER B: Das Pivot-shift-Phänomen, ein neues Zeichen der Ruptur des vorderen Kreuzbandes und die spezifische laterale Rekonstruktion Helv Chir Acta 43: 451-456 (1976)

29.) JAKOB RP: The 'Giving away' Test. Vortrag an der 54. Tagung der Vereinigung der Bayerischen Chirurgen Bern (1977)

30.) JONASCH E: 1141 Fälle von Zerreissungen des inneren und 70 des äußeren Knieseitenbandes Wiederherstellungschir Traum 4: 126-155 (1957)

31.) KAPANDJI IA: The physiology of the joints Churchill Edinburgh London, New York (1970)

32.) KENNEDY IC, FOWLER PJ: Mediale and anterior instability of the knee J Bone Joint Surg (AM) 53: 1257-1270 (1971)

33.) KENNEDY IC, WEINBERG HW: The enigma of the anterior cruciate ligament J Bone Joint Surg 55A: 1316 (1976)

34.) KENNEDY IC, WEINBERG HW, WILSON AS: The anatomy and function of the anterior cruciate ligament J Bone Joint Surg 56A: 223-235 (1974)

35.) KEYL W, VIERNSTEIN K: Die operative Wiederherstellung des Kniebandapparates beim Sportler Fortschr Med 90: 1026-1029 (1972)

36.) KOLDITZ D, SCHULITZ KP: Die Biomechanik des vorderen Kreuzbandes unter verschiedenen Bedingungen. In: Kapselläsion des Gelenkes 3. Münch Symposium für experimentelle Orthopädie Thieme Stuttgart (1980)

37.) KÜSSWETTER W, WIRTH CJ: Simultane Spannungsmessung am Kapselbandapparat des Kniegelenkes Orthop Prax 14: 199-200 (1978)

38.) LANGE M: Lehrbuch der Orthopädie und Traumatologie 3.Bd Enke Stuttgart: 34-37 (1967)

39.) LANZ T von, WACHSMUTH W: Praktische Anatomie Bd 1./4. Springer Berlin Heidelberg-New York (1972)

40.) LILJEDAHL SO, LINDVALL N, WETTERFORS J: Röntgendiagnostic of rupture of anterior cruciate ligament Acta Radiol 4:225-236 (1966)

41.) LILJEDAHL SO, GILLQUIST J: Innere Verletzungen des Kniegelenkes bei Sportlern Münch Med Wochenschr 114: 1371-1376 (1972)

42.) LOSEE RE,JOHNSON TR,SOUTHWICK WO: Anterior subluxation of the lat tib. plateau J Bone Joint Surg 60A: 1015-1030 (1978)

43.) LUTZ F: Erfahrungen und Ergebnisse beim plastischen Ersatz der Kreuzbänder am Kniegelenk nach Niederecker Arch Orthop Unfallchir 46: 439-444 (1954)

44.) McINTOSH DL: The anterior cruciate ligament:'over the top' repair J Bone Joint Surg 56B: 591 (1974)

45.) MERKE F: Zur Kreuzbandverletzung Helv Chir Acta 20: 284-291 (1953)

46.) MENSCHIK A: Mechanik des Kniegelenkes Teil 1 Z Orthop 112: 481-495 (1974)

47.) MENSCHIK A: Mechanik des Kniegelenkes Teil 3 Sailer, Wien (1974)

48.) MENSCHIK A: Mechanik des Kniegelenkes Teil 2 Z Orthop 113: 388-440 (1975)

49.) MÜLLER W: Verletzungen der Kniebänder Zentralbl Chir 102: 974-981 (1977)

50.) MÜLLER W: Das Knie Springer, Berlin (1982)

51.) NAKAJIMA H, KONDO M, KUROSOWA H, FUKUBAYASHI T: Insufficienty of anterior cruciate ligament Arch Orthop Traumat Surg 95: 223-240 (1979)

52.) NOESBERGER B, JAKOB RP, GANZ R, MÜLLER ME: Reconstruction in case of anteromediale instability of the knee In Chapchal(ed.): Injuries of the ligament and their repair Thieme Stuttgart: 101-106 (1977)

53.) NOYES FR, DE LUCAS IL, TORVIK PJ: Biomechanics of anterior cruciate ligament failure and analysis strain-rate sensifity and mechanisms of failor in primates J Bone Joint Surg 56A: 236-253 (1974)

54.) NORWOOD LA, CROSS MJ: The intercondylar shelf and the anterior cruciate ligament Am J Sports Med 5: 171-176 (1977)

55.) O'CONNOR RL: Arthroscopy Lippincott Philadelphia/Toronto (1977)

56.) O'CONNOR RL: Arthroscopy in the diagnosis and treatment of acuate ligament of the knee J Bone Joint Surg 56A: 333-337 (1974)

57.) O'DONOGUE DH: Surgical treatment of fresh of the major ligaments of the knee J Bone Joint Surg (Am) 32: 721-730 (1950)

58.) O'DONOGUE DH, FRANK GR, JETER GL, JOHNSON W, ZEIDERS JW, KANYON R: Repair and reconstructions of the anterior ligament in dogs J Bone Joint Surg 53A: 710-718 (1971)

59.) PALMER I: Injuries of the cruciate ligaments of the knee joint as a surgical problem Reconstr Surg Traumatol 4: 181-196 (1957)

60.) PALMER I: On the injuries of the ligaments of the knee joint Acta chir scand (Suppl 53/54) 81: 1-282 (1938)

61.) PICKETT JC, ALTIZER TJ: Injury of the ligaments of the knee Clin Orthop 76: 27-32 (1971)

62.) REFIOR HJ, WIRTH CJ. Der plastische Ersatz veralteter Kreuzbandrupturen Teil 1: Material, Methoden und Indikationen Z Orthop 114: 913-922 (1976)

63.) SLOCUM DB, JAMES SL, LARSON RL, SINGER KM: Clinical test for anterolateral rotary instability of the knee Clin Orthop 118: 63-69 (1976)

64.) SMILLIE IS: Injuries of the knee joint 4th edn Livingstone, Edinburgh, London (1970)

65.) STEWARD M: Traumatic affections of joints In: Crenshaw AH: Campell's operative orthopadics 1. Band 5.Auflage St Louis Mosby: 921-937 (1971)

66.) STRASSER H: Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik Springer Berlin (1917)

67.) TILLMANN B: Zur funktionellen Morphologie der Gelenkentwicklung Orthop Prax 1210: 691-697 (1974)

68.) TRILLAT A: Posterolateral instability In: 'Late reconstructions of injured ligaments of the knee' Edit: SCHULITZ et al Springer Berlin: 99-105 (1978)

69.) WANG CJ, WALKER PS, WOLF B: The effects of flection and rotation on the length patterns of the ligaments of the knee J Biomech (Tokyo) 6: 587-596 (1976)

70.) WANG IB, RUBIN RM, MARSHALL JI : A mechanism of isolated anterior cruciate ligament rupture J Bone Joint Surg (Am) 57: 411-413 (1975)

71.) WEBER W, WEBER E: Mechanik der menschlichen Gelenkwerkzeuge Göttingen (1836)

72.) WEIGERT M, GRONERT HJ: Kniebandnaht-Kniebandplastik Arch Orthop Unfallchir 72: 253-271 (1972)

73.) WEIGERT M: Kniebandnaht und Kniebandersatz Z Orthop 111: 364-368 (1973)

74.) WIRTH CJ, ARTMANN M: Diagnostische Probleme bei frischen und veralteten Kreuzbandverletzung des Kniegelenkes Arch Orthop Unfallchir 81: 333-340 (1975)

75.) ZERGOLLERN I: Zur operativen Behandlung der vorderen Kreuzbandverletzung des Kniegelenkes Chirurg 39: 476-478 (1968)

DANKSAGUNG

Zunächst bedanken wir uns herzlich bei
Herrn Professor Dr. med. K.-P. SCHULITZ für die freundliche Überlassung dieses Themas sowie für die erhaltene Unterstützung bei Durchführung und Durchsicht der Arbeit.

Danksagen möchten wir auch besonders
Herrn Oberarzt Dr. med. E. HILLE für seine Hilfe bei der Durchsicht des Materials und bei der Beschaffung des Untersuchungsmaterials sowie Unterstützung bei der Durchführung der Experimente.

Erklärung des weiteren Doktoranden über Art und Umfang seines Anteils an dem wissenschaftlichen Ergebnis der gemeinschaftlichen Forschungsarbeit

Hiermit erkläre ich, Kurt Schöppe, daß Herr cand. med. Gerhard Schöppe an unserer gemeinsamen Dissertation: 'Das dynamische Verhalten des vorderen Kreuzbandes' den Teil II 'Entwicklung der Meßeinrichtung' eigenständig und ohne meine Hilfe erarbeitet hat.

Die Teile III (Allgemeine Vorbereitungen), IV (Versuchsdurchführung) und V (Meßergebnisse und Diskussion) sind gemeinsam erarbeitet worden.

Düsseldorf, den 15.10.1982

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Kurt Schöppe, daß ich meinen Teil der Arbeit selbständig und ohne Inanspruchnahme unerlaubter Hilfe verfaßt habe, die vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen Medizinischen Fakultät abgelehnt wurde, und ich erstmals die Zulassung zur Promotion beantrage.

Düsseldorf, den 15.10.1982

Erklärung des weiteren Doktoranden über Art und Umfang seines Anteils an dem wissenschaftlichen Ergebnis der gemeinschaftlichen Forschungsarbeit

Hiermit erkläre ich, Gerhard Schöppe, daß Herr cand. med. Kurt Schöppe an unserer gemeinsamen Dissertation:
'Das dynamische Verhalten des vorderen Kreuzbandes'
den Teil I 'Allgemeiner Teil' eigenständig
und ohne meine Hilfe erarbeitet hat.

Die Teile III (Allgemeine Vorbereitungen), IV (Versuchsdurchführung) und V (Meßergebnisse und Diskussion) sind gemeinsam erarbeitet worden.

Düsseldorf, den 15.10.1982

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Gerhard Schöppe, daß ich meinen Teil der Arbeit selbständig und ohne Inanspruchnahme unerlaubter Hilfe verfaßt habe, die vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen Medizinischen Fakultät abgelehnt wurde, und ich erstmals die Zulassung zur Promotion beantrage.

Düsseldorf, den 15.10.1982

Lebenslauf

Am 2.1.1953 wurde ich, Gerhard Schöppe, in Dinslaken geboren. Nach der Grundschule von 1959 bis 1963 besuchte ich das Gymnasium bis 1970. Von 1970 bis 1973 durchlief ich eine Berufsausbildung zum Elektromechaniker. An der Universität Duisburg studierte ich von 1973 bis 1976 Elektrotechnik mit dem Abschluß Dipl.-Ingenieur. Das sich anschließende Studium der Medizin an der Universität Düsseldorf von 1977 bis 1983 schloß ich mit der Approbation ab. Bis zur Aufnahme der Weiterbildung in der Chirurgie seit Juli 1984 leistete ich Wehrdienst bei der Bundeswehr als Stabsarzt.

Lebenslauf

Am 2.1.1953 wurde ich, Kurt Schöppe, in Dinslaken geboren. Nach der Grundschule von 1959 bis1963 besuchte ich das Gymnasium. Nach der sich anschließenden Berufsausbildung zum Schlosser von 1969 bis 1972 besuchte ich die Fachoberschule bis zum Fachabitur 1973. Von 1973 bis 1976 studierte ich Elektrotechnik an der Universität Duisburg mit dem Abschluß Dipl.-Ingenieur. Die Approbation erhielt ich im Mai 1983 nach dem Medizinstudium an der Unversität Düsseldorf von 1977 bis 1983. Seitdem befinde ich mich in der chirurgischen Weiterbildung.